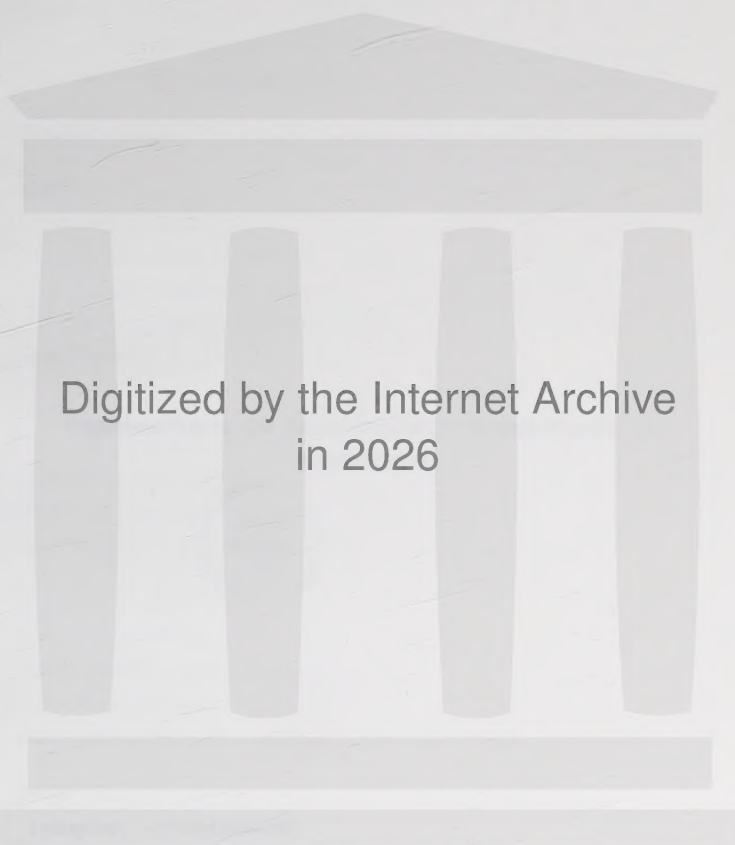


**Thermometrische und kalorimetrische Untersuchungen
zur Kryotherapie**

Franz Sedlmeier

1977



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus dem Institut für medizinische Balneologie und Klimatologie
der Universität München

Vorstand: Prof. Dr. med. H. Drexel

Thermometrische und kalorimetrische Untersuchungen zur
Kryotherapie



Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Franz Sedlmeier
aus München

1977

Mit Genehmigung des Fachbereiches Medizin
München

Berichterstatter: Prof. Dr. H. Drexel

Mitberichterstatter: Dipl. Phys. K. Dirnagl

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 14. 4. 1977



I N H A L T

	Seite
1 Geschichte der Kryotherapie	3
2 Heutiger Stand der Kryotherapie	
2.1 Erkenntnisse über die Wirkung von Kälte	4
2.2 Applikationsformen	6
3 Themastellung	7
4 Die Meßfolie	
4.1 Funktionsprinzip	10
4.2 Herstellung der Folie	12
4.3 Elektrischer Anschluß	13
4.4 Meßverstärker und Schreiber	14
4.5 Eichung	16
5 Allgemeines zur Versuchsdurchführung	
5.1 Befestigung der Meßfolie am Arm	24
5.2 Versuchsbedingungen	24
5.3 Das Probandenkollektiv	26
5.4 Auswertung	28
6 Cryogelkompressen	
6.1 Beschreibung	31
6.2 Versuchsdurchführung	31
6.3 Auswertung	32
6.4 Kalorimetrische Versuche mit der Packung	38
7 Eisbeutel	
7.1 Versuchsdurchführung	42
7.2 Auswertung	43
8 Eisbad	
8.1 Versuchsdurchführung	50
8.2 Auswertung	51

9	Eisabtupfung	
9.1	Planung des Versuchsablaufes	59
9.2	Durchführung der Auswertung	60
9.3	Diskussion des Kurvenverlaufes	61
9.4	Auswertung der Versuchsreihe 1	63
9.5	Auswertung der Versuchsreihe 2	66
10	Diskussion der Ergebnisse	
10.1	Temperatur und WSI	70
10.2	Effektive Schichtdicke	74
10.3	Wiederholungsversuche	76
10.4	Probandenkollektiv	77
10.5	Ausblick	77
11	Zusammenfassung	80
	Literaturverzeichnis	82
	Anhang	83

ABKÜRZUNGEN

	eSD.	effektive Schichtdicke
Eisbad	o.B.	ohne Bewegung
Eisbad	m.B.	mit Bewegung
	HSD	Hautschichtdicke
	MB	Meßbereich
	MW	Mittelwert
	Rep.	Reproduzierbarkeit
	Sp	Spanne
	VP 1 a	Versuchsperson 1, erster Versuch
	VP 1 b	Versuchsperson 1, zweiter Versuch
	WSD	Wärmestromdichte
	WSI	Wärmestromintegral

Physikalische Größen

(eSD)	eff. Schichtdicke	cm
m	Masse	g
	Spannung	mV
c	spezif. Wärme	cal / g °C
T	Temperatur	°C
Q	Wärmemenge	cal
(WSD)	Wärmestromdichte	cal / cm ² sec
(WSI)	Wärmestromintegral	cal / cm ²

1 Geschichte der Kryotherapie

Im Jahre 1722 stellte Sangez, Mönchsmediziner in Reffina, die Theorie auf, daß alles Heilbare mit Schnee und Eis zu erreichen sei und erwarb sich so den Ruf eines 'medicus per glaciem'. Er ließ fiebernde Kranke sich entkleidet auf eine an den vier Ecken hängende Leinwand legen und bedeckte sie bis zum Hals mit Schnee (17). Vom Kapuzinerpater Bernardo sind 1724 Wunderkuren auf Malta überliefert (17). Neben kalten Umschlägen und Bestreichungen mit Eis ließ er seine Patienten sechs bis acht Maß Eiswasser trinken. Ob es bestimmte Indikationen für diese Therapie gab, ist nicht bekannt.

Der Erlanger Arzt und spätere Professor für Chemie und Arzneimittel-lehre C. SCHREGER empfiehlt 1803 das Eisbad mit gestoßenem Eis wegen seiner "wärmezusammenhaltenden Eigenschaft". Unter anderem gibt er positive Wirkung auf Hämorrhoidalknoten und auf "die Geschlechtstheile bei Blutspeien" an (16).

Präzisere Aussagen über Indikation und Wirkung der Kryotherapie finden wir im 1881 erschienenen Lehrbuch "Hydrotherapie" von W. WINTERNITZ (18). Er beschreibt die antiphlogistische Wirkung von Schnee- und Eisumschlägen bei entzündlichen Vorgängen und erklärt dies mit der Beseitigung der Hyperämie durch die Kontraktion der großen zu den entzündeten Stellen führenden Gefäßstämme. Als weiteren Vorzug führt der Autor die Verringerung von "Hitze", Schmerz und Ernährungsstörung der betroffenen Gebiete an. WINTERNITZ empfiehlt zwei Kälteapplikationsformen, den Eisbeutel und Eisumschläge, variiert als Eiskrawatte gegen Anginen, Hals-, Rachenentzündungen, Diphtheritis, Pharynx- und Larynxkatarrhen oder als Stammumschläge gegen Darmblutungen, Magengeschwüre, Peritonitiden, Leberhyperämien und Menstruationsanomalien. Durch Eisumschläge auf die Lendenwirbelsäule soll außerdem habituelle Kälte in den unteren Extremitäten durch Gefäßdilatation beseitigt werden.

2 Heutiger Stand der Kryotherapie

2.1 Erkenntnisse über die Wirkung von Kälte

Auch in der modernen physikalischen Therapie haben Eisbehandlungen ihren festen Platz, wenngleich heute der Schwerpunkt der Kryotherapie mehr in der Krankengymnastik liegt.

Anwendung von Eis dient hierbei als Hilfsmittel, das aktive Übungsbehandlungen erleichtert oder oft auch erst ermöglicht. KNOTT (6) beschreibt diese Wirkung treffend als Unterbrechung eines circulus vitiosus, wonach eine Bewegung Schmerz verursacht, der wiederum eine Bewegungseinschränkung zur Folge hat. Daraus lassen sich bereits zwei erwünschte Wirkungen der Kryotherapie ableiten. Zum einen ist dies die *S c h m e r z d ä m p f u n g*, durch die eine Abwehr- und Gegenspannung des zu behandelnden Muskels vermieden wird (9). Dieser Effekt ist aber nicht nur auf Heraufsetzung der Schmerzschwelle und die Verlangsamung der Reizleitung zurückzuführen, sondern auch auf eine primäre *S e n k u n g d e r S p a s t i z i t ä t* des Muskels (12), ohne daß die Leistungsfähigkeit verändert wird. Durch längere Abkühlung wird der harte steife Muskel lockerer und geschmeidiger und damit für eine aktive Übungsbehandlung zugänglicher.

KNUTSSON führte elektrische Reizungen von niederschweligen sensiblen und motorischen Nerven am *M. triceps surae* durch, den er vorher 20 Minuten lang mit einer Kältekompressen von -12°C abgekühlt hatte (7). Während subkutan ein Temperaturabfall von 20° bis 25° innerhalb weniger Minuten erfolgte, und danach ein stationärer Zustand eintrat, war der Muskel 2 cm unter der Hautoberfläche innerhalb von 20 Minuten linear um 5° abgekühlt. Nach kurzer Abkühlungsdauer steigen die Alphamotoneuronentätigkeit und die Eigenreflexe. Erst nach ca. 20 Minuten wird die Muskelspindel um 3° bis 8° abgekühlt, wodurch die Gammamotoneuronenaktivität und damit der Dehnreflex vermindert werden. KNUTSSON postuliert aufgrund der erwähnten Beobachtungen, daß eine Kältebehandlung eines spastischen Muskels nur Erfolg haben könne, wenn die Spastizität auf eine vergrößerte Aktivität der Gammamotoneuronen, *n i c h t* aber der Alphamotoneuronen zurückgeht.

Eine weitere erwünschte Wirkung stellt die A b f ü h r u n g v o n S t a u u n g e n dar (12). Dabei kann es sich um ödematöse Schwellungen handeln, die oft einer Mobilisierung von Gelenken im Wege stehen. Kälte bewirkt dabei primär eine V a s o k o n s t r i k t i o n der beschädigten Hautgefäße, wodurch eine weitere Infiltration des Interstitiums eingeschränkt wird. Nach dem Ende der Behandlung ist keine zusätzliche Ödemneigung festzustellen. Oft auch kommt es zum Wärmestau als Ergebnis einer Stoffwechselsteigerung mit dem vor allem in Reizgelenken unerwünschten Ansammeln von Stoffwechselabbauprodukten (8). Mit Kälte erzielt man auch hier durch D r o s s e l u n g d e s l o k a l e n S t o f f w e c h s e l s gute Resultate.

Alle Autoren geben schließlich noch eine Veränderung der Durchblutungsverhältnisse bei Eisbehandlung an, die als r e a k t i v e H y p e r ä m i e bezeichnet wird. Man versteht darunter die verstärkte Durchblutung des abgekühlten Areals nach einem genügend großen Kältereiz. Wie oben schon erwähnt, kommt es durch Kälte zunächst zu einer Verengung der Arteriolen. MÜLLER hat schon 1922 unterhalb eines Indifferenzpunktes von 34°C eine Steigerung des arteriellen Drucks von 115 bis auf 150 mm Hg bei gleichzeitiger Abnahme des Kapillardrucks von 20 auf 13 mm Hg festgestellt (14). Durch die Gefäßkonstriktion entsteht eine lokale Hypoxie mit Freisetzung von vasodilatatorischen Metaboliten (erhöhter PCO_2 , Lactatanreicherung etc.). Bei weniger starker Abkühlung werden nur die distal gelegenen Gefäßabschnitte erweitert, ohne daß die Drosselung der Blutzufuhr schon aufgehoben wäre. Dies steht mit der Beobachtung von TH. LEWIS (11) in Einklang, der nach Kältezufuhr kleinste Gefäße sichtbar erweitert aber ohne wesentliche Blutzirkulation vorfand. Daß die reaktive Hyperämie bei starker Abkühlung auch schon vor Ende des Kältereizes eintreten kann, zeigt die tägliche Erfahrung (rotes Gesicht im Winter). Diese Stimulation der Durchblutung begünstigt die Heilung mancher Krankheitsbilder. Als Beispiel seien die schnellere Resorption von Hämatomen (9) oder auch die erfolgreiche Behandlung von Dekubitus und anderer trophischer Störungen durch Abtupfung mit einem Eisstück genannt (8,9).

Weitere Anwendungsbereiche für Kältebehandlung, bei denen die obenerwähnten Wirkungen eine Rolle spielen, seien kurz angeführt (8,12): periphere Neuritis, Poliomyelitis, Facialislähmung, posttraumatische oder postoperative Kontrakturen, degenerative Gelenkserkrankungen, Ischialgie und Lumbalgie.

Kältebehandlung ist kontraindiziert bei Kälteüberempfindlichkeit, Nierenbecken- oder Blasenentzündung, Kältehäoglobinurie, Raynaud'scher Erkrankung, Magengeschwüren und gangränösen Zuständen.

2.2 Applikationsformen

In der modernen Praxis der Kryotherapie wird Kälte in verschiedenen Applikationsformen verabreicht. In der Krankengymnastik kommen am häufigsten die mit Eis gefüllte Gummiblase (Eisbeutel) und trockene Eiskompressen zur Anwendung, wobei zerstoßene Eisstückchen in ein Frottiertuch eingewickelt sind. Neuerdings sind von der 3M Deutschland GmbH unter dem Produktnamen CRYOGEL Gelantinekompressen auf den Markt gebracht worden, die bei Temperaturen unter 0° C noch flexibel sind. Von der Abtupftechnik mit Eisstückchen war schon oben im Zusammenhang mit der Behandlung von Dekubitus die Rede gewesen. Eine gewisse Bedeutung haben noch in Kältelösung getauchte Tücher erlangt, die im Kühlschranks eingefroren werden und dadurch relativ flexibel bleiben. Daneben sind noch in Eiswasser getauchte Frottiertücher gebräuchlich, sowie Teilbäder in diesem Medium, wenn die Abkühlung z.B. einer ganzen Extremität erwünscht ist. Schließlich bedient man sich in der Sportmedizin gerne des Kältesprays (z.B. Chloräthylspray), wobei die Schmerzlinderung im Vordergrund steht.

3 Themastellung

Die Erfahrung im Umgang mit diesen Applikationsformen hat wohl eine gewisse Zuordnung von kaltem Medium und zu behandelndem Krankheitsbild mit sich gebracht, wenngleich Unklarheiten und Widersprüche immer wieder auftreten. So ist zum Beispiel der Eisbeutel recht gebräuchlich bei der Behandlung von Ödemen, wobei die besten Ergebnisse durch langandauernden mäßigen Wärmeentzug erzielt werden. Aber auch die Bewegungstherapie, für die man einen sehr raschen und intensiven Wärmeentzug benötigt, bedient sich der Eisblase. Der Grund für derartige Unklarheiten liegt darin, daß bisher noch keine vergleichende quantitative Betrachtung von Kälteanwendungsformen vorliegt. In den vorhandenen Abhandlungen über Kryotherapie tauchen nur sehr wenige und nicht belegte Temperaturangaben auf, deren Richtigkeit mitunter fraglich ist.

Eine physikalische Meßgröße, die einen quantitativen Vergleich für die Therapieformen ermöglicht, ist der zeitliche Temperaturverlauf. In dieser Arbeit soll die Temperatur an der Hautoberfläche gemessen werden, obwohl gerade auch die Tiefenwirkung einer Kältebehandlung (d.h. die Auskühlung der tiefergelegenen Gewebsbezirke) z.B. bei der Therapie von Gelenksbeschwerden von großem Interesse wäre.

Eine Aussage über den Temperaturgradienten zwischen der an der Hautoberfläche liegenden Meßstelle und der tiefergelegenen Schicht (und damit einen gewissen Rückschluß auf die Tiefenwirkung) kann man aber mit der konsensuell gemessenen Wärmestromdichte (WSD) treffen. Diese Größe gibt den Wärmeverlust in cal pro Zeit- und Flächeneinheit an. Je geringer die WSD, desto geringer wird auch das Temperaturgefälle senkrecht zur Hautoberfläche bei sonst gleichen Bedingungen sein. Durchblutungsänderungen im Sinne einer reaktiven Hyperämie in den hautnahen Gefäßen müßten dann durch eine Erhöhung der WSD zu erkennen sein, da durch die Öffnung der Gefäße zusätzliche Wärmemenge in den abgekühlten Bezirk transportiert wird, und dadurch der erwähnte Temperaturgradient wieder steigt.

Wir begnügen uns in dieser Arbeit mit der qualitativen Untersuchung von Durchblutungsreaktionen, da eine exakte Messung nur mit der Bestimmung der effektiven Gewebstemperatur durchführbar ist. Dies wäre zum Beispiel mit eingestochenen Thermofühlern möglich gewesen, was wir unseren Probanden ersparen wollten.

DREXEL (4) konnte dagegen mit dem HENSELschen Strömungskalorimeter (s.a. S.17) die effektive Gewebstemperatur in einem Annäherungsverfahren

ren bestimmen. Dabei variierte er die Temperatur des den Meßkopf durchströmenden Wassers, bis der Wärmestrom annähernd Null war, wodurch er durch Extrapolation die eff. Gewebstemperatur erhielt. Mit dieser Größe läßt sich die Wärmedurchgangszahl ermitteln, die ein Maß für die Durchblutungsgröße darstellt (phys. Dimension: $\text{cal} / \text{cm}^2 \text{ sec } ^\circ\text{C}$).

Falls dieser Effekt groß genug ist, müßte sich dies dann auch in einer Temperaturerhöhung an der Hautoberfläche widerspiegeln. Durch Integration der WSD-Kurve nach der Zeit erhält man das Wärmestromintegral (WSI) (phys. Dimension: cal / cm^2). Es gibt an, wie viele cal pro Flächeneinheit innerhalb eines definierten Zeitraumes die abgekühlte Körperstelle verloren hat. Das WSI stellt also eine direkte Vergleichsmöglichkeit für den Wärmeverlust bei den verschiedenen Abkühlungsarten dar.

Von den oben angeführten Applikationsformen wollten wir solche in unsere Versuche einbeziehen, die einerseits eine hinreichend genaue Reproduzierbarkeit des Versuchsablaufes ermöglichen, denen aber auch in der täglichen Praxis größere Bedeutung zukommt. Dies trifft für den Eisbeutel, die Cryogel-Packung, das Eisbad und die Abtupftechnik zu. Dennoch mußten aus physikalischen Gründen einige Abänderungen bei der Versuchsdurchführung vorgenommen werden, die etwas von der üblichen Therapie abweichen; worüber später noch berichtet wird.

Das Eisbad schränkt die Wahl der abzukühlenden Körperpartie schon auf die Extremitäten ein. Daß der Unterarm schließlich ausgewählt wurde, hat noch weitere Gründe. Der Unterarm stellt nämlich das physiologische Bindeglied zwischen den Fingern mit ihrer außerordentlichen Variabilität der Durchblutung (1 : 600) und dem Schalengewebe am Rumpf (Durchblutungsvariabilität 1 : 7) dar (5), wodurch extreme Verhältnisse bei dieser ersten quantitativen Betrachtung ausgeklammert sind.

ASCHOFF hat einige Modellversuche durchgeführt, um festzustellen, inwieweit das Newtonsche Abkühlungsgesetz auf den menschlichen Arm übertragbar ist (1). Er überprüfte das Gesetz, das streng genommen nur für die Kugel gilt, an einem Glaszylinder und einem Armmodell aus Glas. Dieses Armmodell zeigte in Bezug auf die Abkühlung wesentlich stärkere Abweichungen vom exponentiellen Verlauf als das Zylindermodell. Daraus folgert ASCHOFF, daß es unmöglich sei, aus Abweichungen der Abkühlungskurven vom exponentiellen Abfall auf eine vasokonstriktorische Regulation infolge Kälteeinwirkung zu schließen. Dazu kommt noch, daß der Wärmeübergang in vivo eine kreislaufabhängige Größe ist, daß also stän-

dig neue Wärmeäquivalente in die abgekühlte Extremität nachgeliefert werden. Wir werden also davon ausgehen müssen, daß wir auch bei einer streng monoton abfallenden Temperaturkurve keine exponentielle Gesetzmäßigkeit unterstellen dürfen.

Aussagen und Interpretationen in dieser Arbeit erheben keinen Anspruch auf Allgemeingültigkeit, da

1. das Probandenkollektiv zu klein ist, um eine statistisch signifikante Aussage zuzulassen (s.u.), und
2. nur eine Körperstelle untersucht werden wird, sodaß sich alle Meßergebnisse nur darauf beziehen können.

Hier kann lediglich Zahlenmaterial geliefert werden, das erste Vermutungen nahelegt und vielleicht Gedanken für weitere detailliertere Arbeiten liefert.

4 Die Meßfolie

4.1 Funktionsprinzip

Zur Ermittlung der Wärmestromdichte bei gleichzeitiger Temperaturmessung verwenden wir eine Meßfolie, wie sie DREXEL beschrieben hat (3). Das Meßprinzip dieser Folie, unter dem Begriff 'Hilfswandcalorimetrie' bekannt, wurde schon früher von LUSTIG und CAMMERER entwickelt (13). Dabei liegen auf beiden Seiten eines planparallelen Wärmewiderstandes (Hilfswand), der senkrecht zum Wärmestrom eingeschaltet ist, paarweise korrespondierende Thermoelemente. Diese sind entgegengesetzt gepolt, so daß nur bei einer Temperaturdifferenz zu beiden Seiten der Hilfswand eine meßbare Spannung resultiert. Mehrere solcher Thermoelementpaare in Serie geschaltet erhöhen die Gesamtspannung, die sich nach entsprechender Eichung in die Wärmestromdichte umrechnen läßt.

Bei der DREXEL'schen Folie handelt es sich um ein abschnittsweise verkupfertes Konstantanband, das so um einen Ring aus Hostaphanfolie als Wärmewiderstand gewickelt ist, daß sich eine sternförmige Anordnung ergibt (Abb. 1 u. 2). Beginn und Ende eines Verkupferungsabschnittes liegen dabei einander genau gegenüber. In die Mitte dieses umwickelten Ringes kommt noch ein Thermoelement aus hartverlötetem Konstantan- und Manganindraht zu liegen, das zur Messung der Temperatur an der Hautoberfläche dient. Wärmestromdichte- sowie Temperaturmesser werden zwischen zwei Deckfolien eingeklebt, um mechanischen Schutz und elektrische Isolation zu gewährleisten.

Dieser grundsätzliche Aufbau wurde bei unseren Folien übernommen, wobei einige Detailverbesserungen bei Herstellung und Material vorgenommen werden konnten.

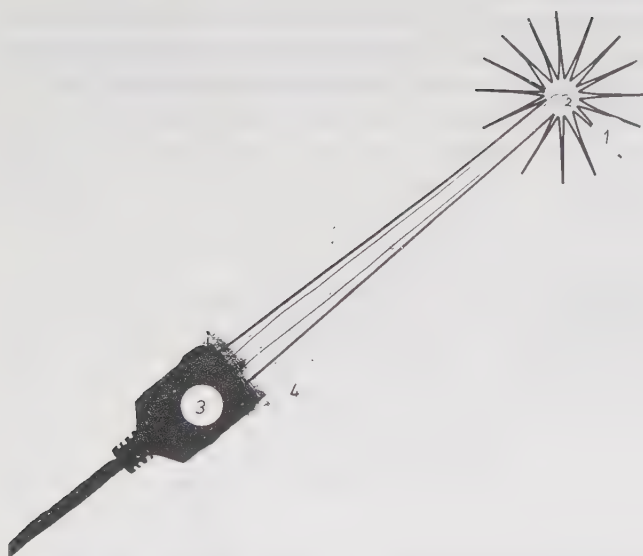


Abb. 1 Meßfolie

- 1 Wärmestrommesser
- 2 Thermostrommesser
- 3 Kunststoff-Anschlußteil
- 4 mechanische Verstärkung

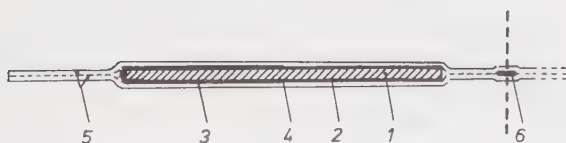


Abb. 2 Querschnitt durch die Meßfolie

- 1 Hilfswand (Hostaphanring)
- 2 Konstantanband
- 3 Verkupfertes Konstantanband
- 4 Thermostrommesser
- 5 Deckfolien
- 6 Thermostrommesser

4.2 Herstellung der Folie

Ein an beiden Kanten scharfes Kunststofflineal wird mit dem Konstantanband (Breite ca. 2 mm) 15 mal umwickelt (Abb. 3) und bis zur Hälfte seiner Breite in das vorgewärmte Galvanisierbad gegeben (Temperatur: 50⁰ C; Spannung: 2 V; Zeit: 35 min; Galvanisierlösung 'Ultra' von SCHERING AG).

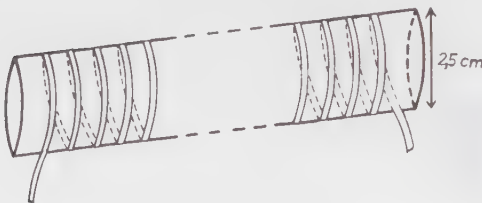


Abb. 3 Lineal mit aufgewickeltem Konstantanband

Die Dicke der Verkupferung liegt mit 0,02 mm in der gleichen Größenordnung wie die Stärke des Konstantanbandes. Die Galvanisierung im warmen Bad sowie die bereits erfolgte Knickung des Konstantanbandes verhindern ein Abblättern der Kupferschicht. Zugleich liegen die korrespondierenden Enden der Verkupferung einander genau gegenüber. Das verkupferte und vom Lineal abgezogene Konstantanband läßt sich nun auf den offenen Hostaphanring (Dicke 0,02 mm; Breite: etwas geringer als Linealbreite) aufschieben, ohne daß das Konstantanband zu starken mechanischen Beanspruchungen unterliegt (Abb. 4). Eine Erhöhung der Zackenzahl auf 15 (DREXEL'sche

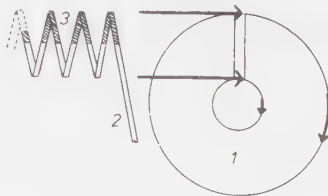


Abb. 4 Aufziehen des verkupferten Konstantanbandes

- 1 Hostaphanring
- 2 Konstantanband
- 3 Verkupferung

Folie: 10 Zacken) erleichtert aus geometrischen Gründen diesen Arbeitsgang. Zusätzlich ergibt sich ein stärkeres Ausgangssignal (s.o.) und ein besseres Herauskompensieren von möglichen in der Grenzschicht liegenden Unregelmäßigkeiten des Wärmestromes.

Auf die Wahl der Deckfolie wurde besonderer Wert gelegt. Sie sollte ein hohes Maß an Reißfestigkeit aufweisen, um den eingeklebten Temperatur- und Wärmestrommesser hinreichend zu schützen und dabei doch genügend flexibel sein, um sich allen Körperstellen anschmiegen zu können. Der Wärmewiderstand des gesuchten Materials sollte möglichst gering sein, damit er im Vergleich zu den anderen beim Versuch auftretenden Teilwiderständen vernachlässigbar klein ist. Um eine möglichst gleichbleibende Stärke der Meßfolie zu erreichen und ihre Flexibilität zu erhalten, wollten wir auf den von DREXEL empfohlenen Lösungsmittelkleber verzichten und selbstklebende Folien verwenden. Voraussetzung dafür waren gute Klebekraft, die Wasserfestigkeit von Klebeschicht und Folie, sowie die Möglichkeit, das Material thermisch zu verschweißen.

Von fünf in die engere Wahl gezogenen Fabrikaten erfüllte die Polyesterfolie Fas-Cal 710 der Firma Fasson die genannten Anforderungen am besten und weist doppelt zusammengeklebt nur eine Stärke von 0,09 mm auf.

Um vollends sicher zu gehen, daß sich die Deckfolie nicht an den entscheidenden Stellen des Übergangs Konstantan - Kupfer ablöst, werden zwischen den Sternzacken in Höhe der Meßstellen Löcher in den nichtklebenden Hostaphanring eingestanz, wodurch an diesen Stellen die Klebeschicht beider Deckfolien aufeinander zu liegen kommen. Nach dem Verkleben, bei dem Luft einschüsse zu vermeiden sind, wird die Folie mit einem Folienschweißgerät thermisch verschweißt. Der die ableitenden Drähte enthaltende Teil der Meßfolie wird mit mehreren Schichten einer dickeren Folie dachziegelartig verstärkt, um ein Brechen der Drähte nach häufiger Verwendung zu vermeiden (Abb. 1).

4.3 Elektrischer Anschluß

Das Thermoelement aus Konstantan und Manganin wird nach Verlassen der Deckfolie mit entsprechenden Drähten verlötet. Sie enden in einem Konstantan - Manganinstecker, der die Verbindung zu einem Thermostaten herstellt, welcher eine konstante Temperatur (und damit eine definierte Thermospannung) liefert, mit der das Meßsignal verglichen wird (s.u.).

Erst dort wird auf Kupferdrähte umgeschaltet.

Die beiden Konstantanbänder des Wärmestrommessers werden unmittelbar nach Austreten aus der Folie mit Kupferdrähten verlötet und alle vier Lötstellen in ein flaches Kunststoffteil eingeklebt (s. Abb. 1). Dieses umfaßt auf der einen Seite die Folie und bildet auf der anderen Seite ein Anschlußstück für den Kunststoffschlauch, der die vier ableitenden Drähte enthält. Von großer Bedeutung sind hierbei die absolute Wasserdichtheit des Kunststoffteils, sowie ein genügend großer Wärmewiderstand des Materials. Dadurch wird die Entstehung eines Temperaturgradienten zwischen den beiden Lötstellen Konstantanband - Kupferdraht verhindert, welcher die Meßspannung verfälschen würde.

4.4 Meßverstärker und Schreiber (Abb. 5 und Abb. 12)

Die Drähte des Wärmestrommessers verlassen den PVC-Schlauch kurz vor dem Konstantan-Manganinstecker und leiten das Signal zu einem der drei Verstärker und dem angeschlossenen 3-Kanalschreiber weiter. Es handelt sich um einen Kompensationsverstärker der Firma Gossen, der nach dem lichtelektrischen Kompensationsverfahren arbeitet. Ein richtkraftloses Spiegelgalvanometer als Steuerorgan gewährleistet eine verzögerungs- und verzerrungsfreie Verstärkung kleiner Gleichspannungen, in unserem Fall Thermospannungen. Das Gerät besitzt fünf Meßbereiche, deren empfindlichster bei Vollausschlag 0,5 mV anzeigt, während im Meßbereich der geringsten Verstärkung eine Spannung bis 30 mV registriert werden kann. Die Signale der drei Kompensationsverstärker werden von einem Dreikanalschreiber zu Papier gebracht. Die verwendeten Papiervorschubgeschwindigkeiten betragen 20 mm/min, 10 mm/min und 6,7 mm/min.

Die Spannung des Thermoelements wird, wie oben erwähnt, an einen Thermostaten weitergegeben, der auf 35° C aufgeheizt wird. Das bedeutet, daß bei 35° C Meßtemperatur die zum Verstärker gelangende resultierende Spannung 0,0 mV beträgt. Dieses Funktionsprinzip haben wir schon bei unserem Wärmestrommesser kennengelernt, mit dem Unterschied, daß dort beide Thermospannungen different sind.

Für die Temperaturmessung steht uns ein Kompensationsverstärker mit 12-Punkte-Schreiber (PR 3210 A/DD von Philips) zur Verfügung, bei dem 12 Meßstellen durch einen Schaltmechanismus periodisch in den Meßkreis aufgenommen werden. Zur Vollnutzung der Zahl der Kanäle ist an unserer

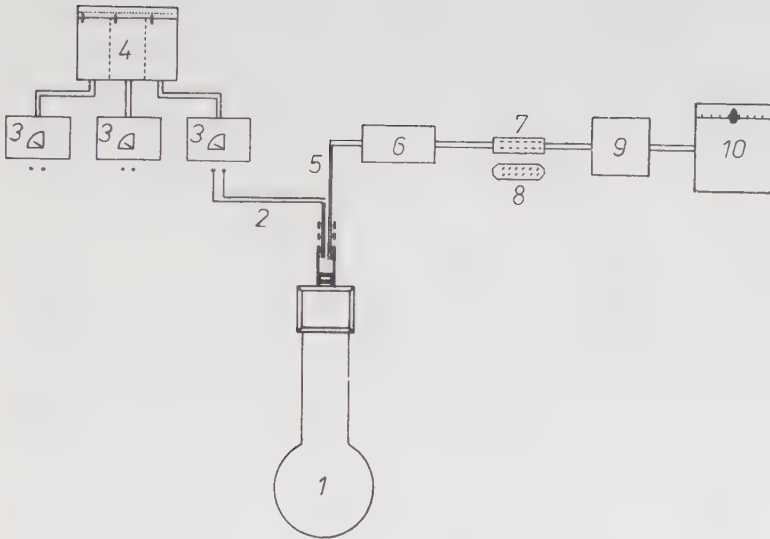


Abb. 5 Schematische Darstellung der Meßvorrichtungen

- 1 Meßfolie
- 2 Drähte des Wärmestrommessers
- 3 Kompensationsverstärker
- 4 Dreifachschreiber
- 5 Drähte des Thermoelements
- 6 Thermostat
- 7 Buchse
- 8 Steckeneinsatz
- 9 Potentiometerschaltung
- 10 Kompensationsverstärker mit 12-Punkte-Schreiber

Meßeinheit eine Buchse (Abb. 5 [7]) eingebaut, in die verschiedene Ein-
sätze eingesteckt werden können, durch die Teile der zwölf Kanäle kurz-
geschlossen werden. Dies hat den Vorteil, daß z.B. bei einer einzelnen
Temperaturmessung alle 12 Punkte einer Periode das Meßsignal wiederge-
ben und nicht nur einer.

Der Verstärker kompensiert die zu messende Spannung mittels eines Servo-
systems. Außerdem enthält der Meßkreis einen temperaturabhängigen Wider-
stand, so daß Temperaturmessungen mit automatischer Vergleichsstellen-
kompensation durchgeführt werden können. Da der Vollausschlag nur einen

Bereich von 25°C Temperaturdifferenz umfaßt, mußte an eine Erweiterung des Meßbereichs gedacht werden. So ist in den Stromkreis eine Potentiometerschaltung eingebaut (Abb. 5 [9]), durch die wir zwei Meßbereiche erhalten. Ist der Drehknopf des Potentiometers rechts im Anschlag, so gibt die Skala einen Temperaturbereich zwischen $+ 10,5^{\circ}\text{C}$ und $+ 35,5^{\circ}\text{C}$ wieder (Meßbereich 'warm'), dreht man ganz nach links, dann kann man Temperaturen von $- 3,5^{\circ}\text{C}$ bis $+ 21,5^{\circ}\text{C}$ ablesen (Meßbereich 'kalt').

4.5 Eichung

Eichung des Thermoelements

Die Zuordnung von Thermospannung und Temperatur geschieht durch einen einfachen Eichversuch. In eine Thermosflasche wird Wasser eingefüllt, dessen Temperatur in $^{\circ}\text{C}$ mit einem Thermometer gemessen wird. Die Meßfolie wird darauf in das Gefäß gehalten und die Thermospannung am Gerät abgelesen. Dieser Vorgang wird mit hinreichend vielen verschiedenen Temperaturen für beide Meßbereiche wiederholt, bis man die nachfolgend abgebildete Eichkurve erhält (Abb. 6). Nach Abschluß der Probandenversuche fand eine Nach-eichung statt, die eine recht gute Übereinstimmung mit der ursprünglichen Eichgeraden zeigt (Abb. 6, Eichkontrolle).

Soweit die Kenntnis von absoluten Werten in $^{\circ}\text{C}$ bei der Auswertung nicht nötig ist, bedienen wir uns der Thermospannung als Maß für die Temperatur, da der Eichfehler des Thermometers und der Ablesefehler in unsere Eichung eingehen.

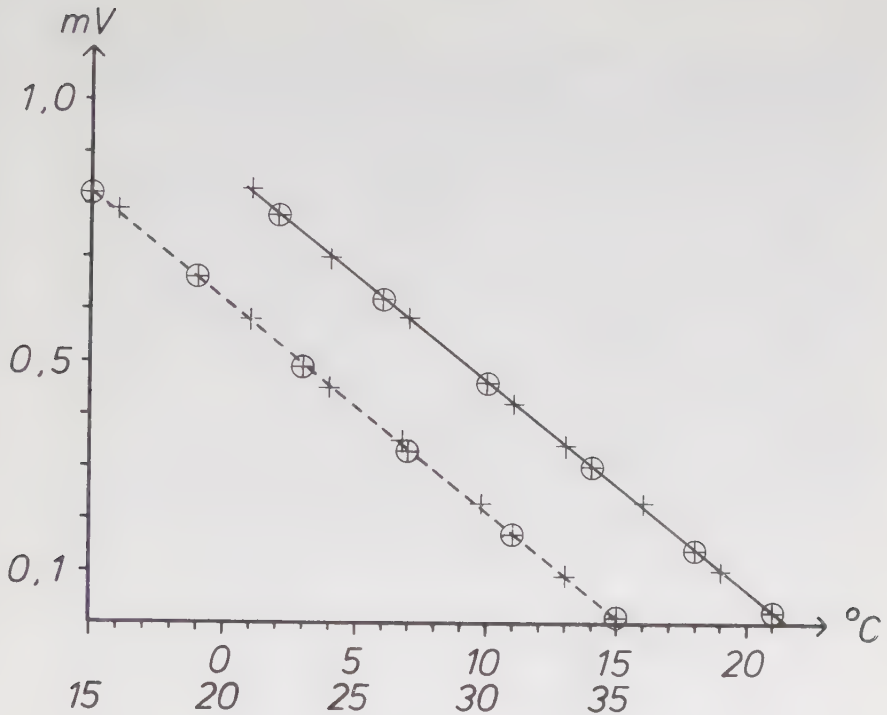


Abb. 6 Eichkurve des Thermoelements

+ Eichung

--- Meßbereich 'warm'

⊕ Eichkontrolle

— Meßbereich 'kalt'

Eichung des Wärmestrommessers

Zur Eichung des Wärmestrommessers empfiehlt DREXEL eine Anordnung mit zwei HENSEL'schen Meßköpfen (3). Diese werden mit Wasser verschiedener Temperaturen durchströmt, wodurch der Wärmestrom von der Silberblechplatte des wärmeren Strömungscalorimeters zu der des kälteren Meßkopfes gerichtet ist. Zwischen diesen beiden horizontalen Meßflächen befindet sich eine planparallele Flüssigkeitsschicht von hoher Zähigkeit, in die die zu eichende Folie eingebettet ist. Da die Fläche der Silberplatten, die Temperaturdifferenz, die Dicke und Wärmeleitfähigkeit der Zwischenschicht bekannt sind, läßt sich daraus die Wärmestromdichte errechnen, der man die gemessene Spannung des Wärmestrommessers zuordnet.

Da uns eine von der RdF Corporation (Hudson, New Hampshire, USA) hergestellte Meßfolie (Micro-Foil Heat Flow Sensor) zur Verfügung stand, die auf drei Stellen genau geeicht war, wollten wir diese zur Eichung benutzen. Dieser gekaufte Wärmestrommesser hat eine Fläche von etwa 4 cm x 1,5 cm und ist steif. Die Thermoelemente sind in einer gedruckten Schaltung auf einer 1,8 cm x 0,8 cm großen Fläche untergebracht. Unser Ziel war es, einen annähernd homogenen Wärmestrom zu schaffen, in den die zu eichende und die gekaufte Meßfolie eingeschaltet werden sollten. Aus dem Vergleich der Spannungen und dem Eichwert der gekauften Folie läßt sich dann für unsere Meßfolie leicht der Zusammenhang zwischen resultierender Thermospannung und Wärmestromdichte errechnen.

Zuerst bedienten wir uns folgender Meßanordnung (Abb. 7): Eine von kaltem Wasser (ca. 12 ° C) durchströmte Waschflasche mit planparallelem Boden und eine Wärmeplatte, die eine konstante Temperatur von 45 ° C erreicht, sollten einen annähernd konstanten Wärmestrom schaffen, damit die Eichung unter halbwegs konstanten Verhältnissen stattfinden konnte. Beide Meßfolien wur-

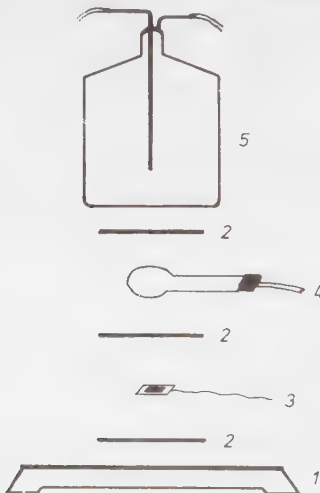


Abb. 7 Eichanordnung 1

- 1 Wärmeplatte
- 2 Kupferplatte
- 3 gekaufte Folie
- 4 zu eichende Meßfolie
- 5 Waschflasche

den hintereinander in den Wärmestrom eingeführt, wobei zwischen den einzelnen Elementen Kupferplatten zu liegen kamen, die den Wärmestrom homogenisieren sollten. Um den störenden Einfluß von Luft auszuschalten, wurde zwischen die einzelnen Schichten Wärmeleitpaste gegeben.

Nach mehreren Versuchen, wobei gekaufte und selbsthergestellte Meßfolie vertauscht wurden und Messungen in verschiedenen geometrischen Anordnungen der Wärmestrommesser zueinander durchgeführt wurden, stellte sich heraus, daß diese Eichanordnung unbrauchbar war. Der Grund für die mangelnde Reproduzierbarkeit der Messungen dürfte einerseits an der abführenden Leitung der gekauften Folie liegen, die etwa 1 mm dicker als die Folie selbst ist, wodurch die Planparallelität zwischen den einzelnen Schichten, die eine der Voraussetzungen für einen homogenen Wärmestrom ist, verloren gegangen ist. Außerdem war der gesamtthermische Widerstand in Vergleich zu den Teilwiderständen der Meßfolie zu gering, wodurch zusätzliche Unregelmäßigkeiten einen homogenen Wärmestrom unmöglich machten.

Beide Folien mußten also in einem Medium eingebettet werden, das einen sehr hohen Wärmewiderstand hat und eine Planparallelität zwischen kalter und warmer Grenzfläche ermöglicht. Diese genannten Forderungen erfüllt feinkörniger Seesand.

Die nun verwendete Eichanordnung besteht aus der Heizplatte, einem großen mit Eisstückchen gefüllten Becherglas und einer dreiteiligen flachen Dose, die die in Sand eingebetteten Meßfolien enthält (Abb. 8). Auf die Heizplatte wird mit Wärmeleitpaste das Bodenteil der Dose geklebt, das aus einer runden Kupferplatte und einem am Rande aufgeklebten Kunststoffring besteht. Nachdem das Bodenteil bis zum Rande mit Seesand aufgefüllt ist, werden beide Wärmestrommesser nebeneinander auf den Sand gelegt und mit einem einzelnen Kunststoffring fixiert, der an seinem unteren Rand einen Spalt für die selbsthergestellte Folie und ein Loch für den ableitenden Draht der gekauften Folie aufweist. Das obere Kunststoffteil rastet dabei in eine eingefräste Nut des unteren Ringes ein. Nachdem nun bis zum Rande mit Sand aufgefüllt ist, wird die Anordnung durch eine passende Kupferplatte abgedeckt, die bereits mit Wärmeleitpaste an einem großen Becherglas klebt, das mit Eisstückchen gefüllt ist. Durch die größere Temperaturdifferenz wird der durch den hohen thermischen Gesamtwiderstand bedingte Spannungsverlust an den Folien teilweise kompensiert.

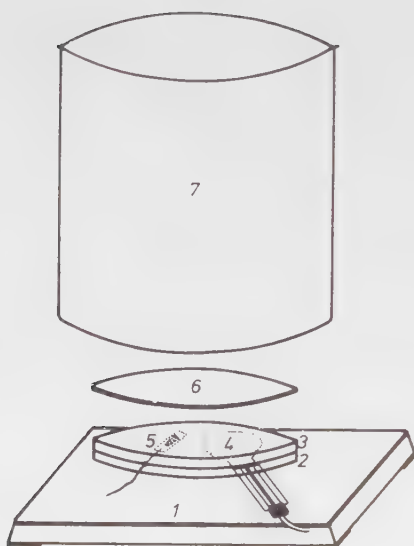


Abb. 8 Eichanordnung 2

- 1 Wärmeplatte
- 2 Bodenteil der Dose
- 3 Oberer Kunststoffring
- 4 zu eichende Folie
- 5 gekaufte Folie
- 6 Kupferdeckplatte
- 7 Becherglas mit Eis

Die nun gewonnenen Meßdaten waren sehr gut reproduzierbar: bei fünf von sechs Versuchen differierte das Verhältnis der Thermospannungen von eigener und gekaufter Folie nur um 0,8 % (siehe S. 22).

Berechnung der Eichkonstante

Das Schreiberprotokoll (Abb. 9) gibt die Stromstärke in mA an, die durch das anzeigende Drehspulinstrument fließt. Je nach eingeschaltetem Meßbereich entspricht der Vollausschlag des Drehspulinstrumentes einer bestimmten Spannung in mV, so daß man die gemessene Thermospannung nach einfacher Rechnung erhält.

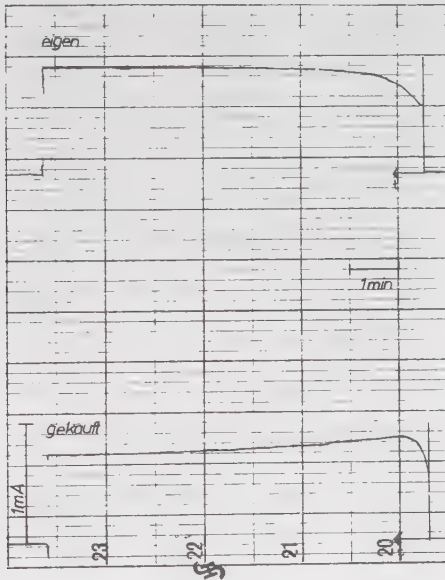


Abb. 9 Eichprotokoll

In sechs Versuchen ergaben sich folgende Meßwerte:

	gekauft [mV]	Folie 5 [mV]	Folie 5 gekauft
Eichung	0,46	0,60	1,30
	0,46	0,61	1,31
	0,44	0,58	1,31
	0,42	0,55	1,30
	(0,45	0,54	1,20)
	0,41	0,54	1,30
Nacheichung	0,35	0,46	1,29
	0,37	0,46	1,26
	0,37	0,46	1,26
	0,10	0,13	1,28
	0,28	0,36	1,30

Tab. 1 Eichung des Wärmestrommessers

$$\text{Mittelwert } \frac{\text{Folie 5}}{\text{gek. Folie}} = 1,30$$

$$\text{Eichfaktor der gekauften Folie: } 1 \text{ mV} \hat{=} 1,02 \times 10^{-2} \text{ cal / cm}^2 \text{ sec}$$

$$\text{Eichfaktor der eigenen Folie: } 1,30 \text{ mV} \hat{=} 1,02 \times 10^{-2} \text{ cal / cm}^2 \text{ sec}$$

$$1 \text{ mV} \hat{=} 7,85 \times 10^{-3} \text{ cal / cm}^2 \text{ sec}$$

Der Eichwert der gekauften Folie gilt bei 70° F ($= 21^{\circ} \text{ C}$). Dieser Wert verringert sich laut beigegefügtter Eichkurve um ca. 5 % bei 2° C und erhöht sich entsprechend bei Temperaturen über 21° C . Wir lassen diese Schwankungen unberücksichtigt, da sich beim Eichversuch in Höhe der Meßfolien (d.h. genau in der Mitte zwischen der Heizplatte mit 45° C und dem Becher mit Eiswasser) etwa eine Temperatur einstellt, bei der der obige Eichwert gilt.

Durch verschiedene Heizstufen der Wärmeplatte oder durch Weglassen des Becherglases mit Eis erhält man geringere Temperaturdifferenzen und damit niedrigere Thermospannungen, wodurch nachfolgende Eichkurve (Abb. 10) festgelegt ist. Auch hier wurden nach Abschluß der Hauptversuche Nachzeichnungen vorgenommen, bei denen das Verhältnis der Thermospannungen von eigener und gekaufter Folie vom Mittelwert des Eichversuches um 1,5 % nach unten abwich. Vermutlich war dies die Folge der Materialbeanspruchung unserer Folie nach über sechzig Versuchen mit Probanden.

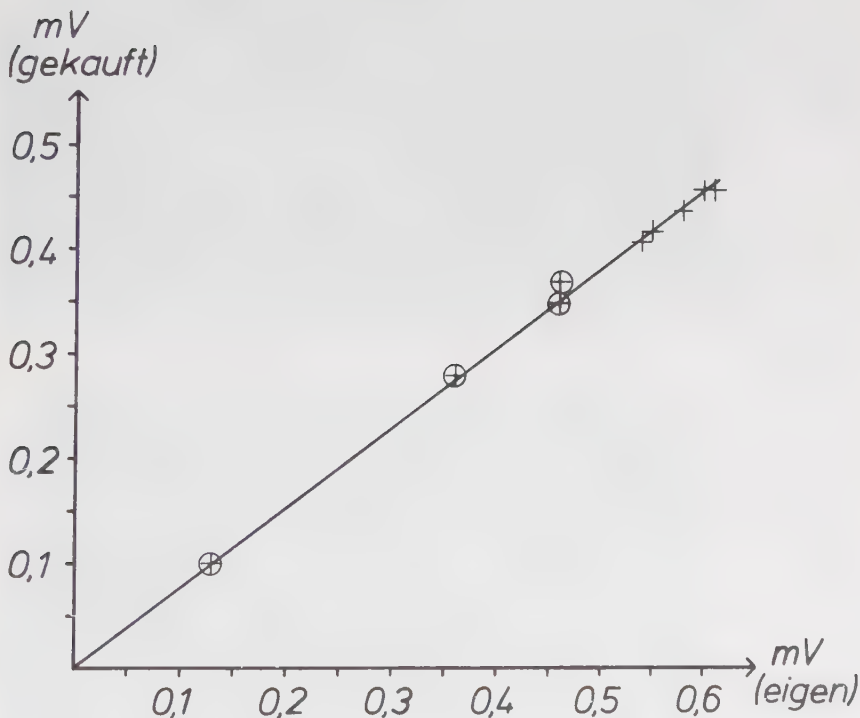


Abb. 10 Eichkurve des Wärmestrommessers

+ Eichung

⊕ Eichkontrolle

5 Allgemeines zur Versuchsdurchführung

5.1 Befestigung der Meßfolie am Arm

Wie oben erwähnt, finden alle Versuche am Unterarm statt. Dabei kommt der kreisrunde Teil der Meßfolie auf den Armrücken in der Mitte zwischen Hand- und Ellbogengelenk zu liegen. Der Arm ist dabei in Pronationsstellung. Es ist für die Temperaturmessung gleichgültig, welche Seite der Folie dem Arm aufliegt, da das Thermoelement, bedingt durch die Ringform der Hostaphanfolie, auf beiden Seiten nur von der Deckfolie eingehüllt ist. Da Lufteinschlüsse zwischen Meßfolie und Haut den beträchtlichen Unsicherheitsfaktor eines variablen Zusatzwiderstandes darstellen würden, bedienen wir uns einer Wärmeleitpaste, die der Folie bereits einen recht guten Hafthalt verleiht. Die endgültige Befestigung wird mit Klebestreifen vorgenommen (Abb. 11).

5.2 Versuchsbedingungen

Die Versuche wurden in einem klimatisierten Raum durchgeführt, der auf 22° C und 50 % rel. Luftfeuchtigkeit eingestellt war.

Aus Rücksicht auf die Probanden mußten manchmal zwei Versuche in einer Sitzung stattfinden. Diese wurden dann an beiden Armen vorgenommen, wobei eine Pause von mindestens 15 Minuten eingehalten wurde. Eisbäder wurden grundsätzlich nur als Einzelversuch durchgeführt. Diese Maßnahmen sollten sicherstellen, daß die Meßergebnisse nicht durch vorangegangene Versuche verfälscht würden.

Im Gegensatz zur täglichen Praxis mußten wir unsere Kältemedien während der ganzen Versuchsdauer auf die Meßstelle einwirken lassen, um die Zahlenwerte vergleichen zu können. Die einzige Ausnahme hierbei sind die Versuche mit der Abtupftechnik, für die wir uns einen normierten Versuchsablauf zurechtlegen mußten. Darüber und über die Auswertung wird im entsprechenden Kapitel berichtet.

Vor den eigentlichen Versuchen führten wir für jede Applikationsform mehrere Vorversuche durch, die uns Hinweise auf den günstigsten Ablauf geben sollten. Für das Bad im Eiswasser, den Eisbeutel und die Cryogelpackung erwies sich eine einheitliche Versuchsdauer von 20 min als günstig. Innerhalb dieser Zeit erreichten die meisten Funktionskurven von Temperatur und WSD ein Plateau (= stationärer Zustand); andererseits deutete sich hier aber auch die zeitliche Grenze der Versuche an, da das Eisbad den Probanden nicht länger zuzu-

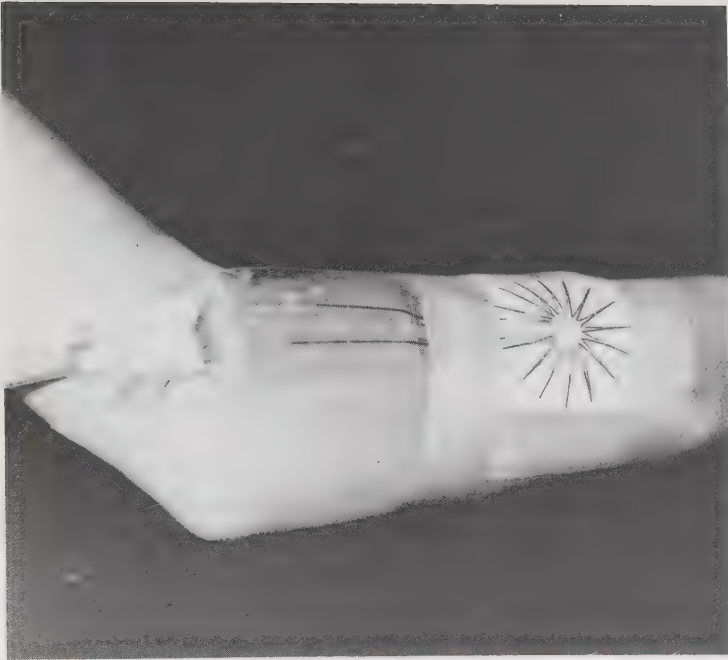
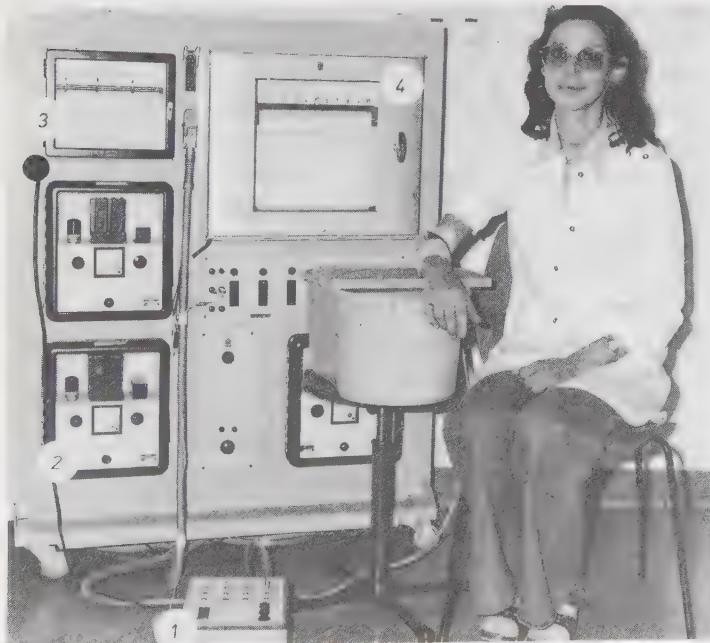


Abb. 11 Befestigung der Meßfolie am Arm



- 1 Thermostat
- 2 Kompensations-
verstärker
- 3 3-Kanalschrei-
ber
- 4 12-Punkte-
schreiber

Abb. 12 Meßgeräte

muten war. Eine Abkühlungszeit von 20 min trägt auch der oben erwähnten Aussage KNUTSSON's Rechnung, wonach nach etwa dieser Zeit durch Verminderung der Aktivität der Gammamotoneuronen die Spastizität des Muskels verringert werde, so daß es sich also gleichzeitig auch um ein therapeutisch sinnvolles Abkühlungsintervall handelt.

Bei mehreren Probanden wurden die Versuche unter den gleichen Bedingungen wiederholt, um die Reproduzierbarkeit zu prüfen. Leider konnten sich mehrere Versuchspersonen aus Zeitgründen nicht oder nur selten für Wiederholungsversuche zur Verfügung stellen, so daß wir uns in dieser Hinsicht auf eine kleine Gruppe konzentrieren mußten (VP 2, VP 5, VP 6).

5.3 Das Probandenkollektiv

Eine Übersicht über das Probandenkollektiv liefert Tab. 2. Daraus ist zu ersehen, daß zwar das Verhältnis von männlichen zu weiblichen Versuchspersonen etwa ausgeglichen ist, jedoch acht von neun Probanden zwischen 16 und 25 Jahren alt sind. Da es sich nur um eine Gruppe von neun Personen handelte, war es für uns wichtiger, daß sich jeder für alle Versuche zur Verfügung stellen würde. Gerade anhand eines gleichbleibenden Probandenkollektivs lassen sich die Mittelwerte der einzelnen Applikationsformen am besten direkt vergleichen.

Neben den Angaben über Körpergröße und Gewicht der Versuchspersonen, was gewisse Rückschlüsse über die Konstitution zuläßt, wurde auch noch die Hautschichtdicke (HSD) ermittelt. Diese Größe wird von PIRLET (15) als das "Maß für die Dicke der thermisch isolierenden anatomischen Körperschale" definiert und reicht von der Hautoberfläche bis zur Muskelfaszie, umfaßt also Cutis Subcutis. Die HSD an der Versuchsstelle am Unterarm erhält man, indem man mit der Schublehre die durch Zusammenschieben der Haut entstandene Falte aus Oberhaut und Fettgewebe mißt.

Schließlich ist noch der Umfang des Unterarms in der Mitte zwischen Hand- und Ellbogengelenk angegeben, der zusammen mit der HSD angibt, wie adipös bzw. muskulös der Arm an der Meßstelle ist.

Im zweiten Teil der Tabelle ist angegeben, wie oft und an welchem Arm ein Versuch durchgeführt worden ist. Wichtig ist zu bemerken, daß Wiederholungsversuche, die die Reproduzierbarkeit eines Versuches bestätigen sollen, grundsätzlich am selben Arm stattgefunden haben.

Geschlecht	Alter	Körper- größe cm	Gewicht kg	HSD rechts mm	HSD links mm	Armumfang rechts cm	Armumfang links cm	Eisbad	Eisbeutel	Cryogel	Abtupfung
VP 1	w	23	1,66	60	9	11	22,5	23,5	1 re	1 re	1 li
VP 2	w	23	1,74	54	5	5	21	20	2 li	2 re	2 li
VP 3	w	20	1,65	47	8	12	20	18,5	2 li	1 li	-
VP 4	w	21	1,70	58	11	11	23	21,5	2 li	1 re	1 li
VP 5	m	23	1,72	60	5	5	22,5	23	3 re	2 re	2 li
VP 6	m	16	1,73	58	6	6	19,5	11	3 re	2 re	1 li
VP 7	m	23	1,92	90	7	7	28	27	2 li	1 re	-
VP 8	w	25	1,77	68	13	15	25,5	23	1 re	1 li	1 re
VP 9	m	56	1,68	83	6	6	26	27	-	1 li	-

m = männlich
w = weiblich

re = rechter Arm
li = linker Arm

Tab. 2 Probandenkollektiv

5.4 Auswertung

Um Vergleichswerte für den Temperaturverlauf zu bekommen, wurden die Werte von 2 min, 10 min und 20 min nach Beginn der Abkühlung bestimmt. Abgelesen wurde die Thermospannung in mV. Nur dann, wenn Temperaturangaben in $^{\circ}\text{C}$ zum Verständnis nötig sind, wird die Thermospannung anhand der Eichkurve umgerechnet, da sich sonst noch ein unnötiger Ablesefehler einschleicht. Wenn nicht anderes angegeben ist, wurden die Thermospannungen im Meßbereich für das tiefere Temperaturintervall ($-3,5^{\circ}\text{C}$ bis $+21,5^{\circ}\text{C}$) abgelesen.

Um die Übertragung von Wärmemengen bestimmen und mit anderen Versuchen über einen Zeitraum hinweg vergleichen zu können, mußte die Kurve mit der WSD integriert werden. Wir unterteilten die Versuchsdauer von 20 min in vier Abschnitte zu je 5 min und bestimmten mit Hilfe eines Planimeters die Fläche unter der Kurve (Abb. 13). Dadurch konnten wir die Abkühlung in ihren verschiedenen Phasen betrachten.

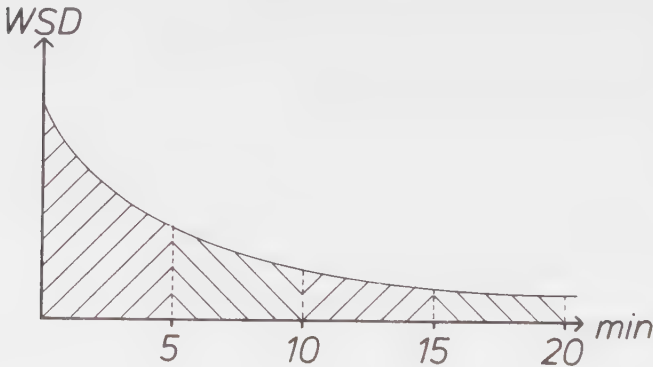


Abb. 13 Wärmestromintegral

Herleitung des Wärmestromintegrals

Die Fläche unter der Kurve der Wärmestromdichte heißt Wärmestromintegral (WSI). Sie hat die Dimension cal/cm^2 und wird wie folgt hergeleitet:

Gesucht: $1 \text{ cm}^2 \hat{=} x \text{ cal} / \text{cm}^2$

Zeitachse: 2 Vorschubgeschwindigkeiten

a) $1 \text{ cm} \hat{=} 30 \text{ sec}$
b) $1 \text{ cm} \hat{=} 90 \text{ sec}$

Spannungsachse: $1 \text{ cm} \hat{=} 4,28 \text{ Skt (Skalenteile)}$

$2 \text{ mA} \hat{=} 23,3 \text{ Skt}$

$\Rightarrow 1 \text{ cm} \hat{=} 0,367 \text{ mA}$

5 Meßbereiche:

MB I	(5 mA $\pm$ 0,5 mV)	: 1 cm $\pm$ 0,0367 mV
MB II	(5 mA $\pm$ 1 mV)	: 1 cm $\pm$ 0,0734 mV
MB III	(5 mA $\pm$ 3 mV)	: 1 cm $\pm$ 0,220 mV
MB IV	(5 mA $\pm$ 10 mV)	: 1 cm $\pm$ 0,734 mV
MB V	(5 mA $\pm$ 30 mV)	: 1 cm $\pm$ 2,20 mV

Eichung der Meßfolie: 1 mV $\pm$ $7,85 \times 10^{-3}$ cal/cm²sec

$\Rightarrow$ bei Vorschub 30 sec/cm: MB I 1 cm² $\pm$ 30 sec $\times$ 0,0367 $\times$ $7,85 \times 10^{-3}$ cal / cm² sec

$$1 \text{ cm}^2 \pm 0,00864 \text{ cal/cm}^2$$

$$\text{MB II } 1 \text{ cm}^2 \pm 0,0172 \text{ cal/cm}^2$$

$$\text{MB III } 1 \text{ cm}^2 \pm 0,0518 \text{ cal/cm}^2$$

$$\text{MB IV } 1 \text{ cm}^2 \pm 0,173 \text{ cal/cm}^2$$

$$\text{MB V } 1 \text{ cm}^2 \pm 0,518 \text{ cal/cm}^2$$

bei Vorschub 90 sec/cm: MB I 1 cm² $\pm$ 0,0259 cal/cm²

$$\text{MB II } 1 \text{ cm}^2 \pm 0,0519 \text{ cal/cm}^2$$

$$\text{MB III } 1 \text{ cm}^2 \pm 0,155 \text{ cal/cm}^2$$

$$\text{MB IV } 1 \text{ cm}^2 \pm 0,519 \text{ cal/cm}^2$$

$$\text{MB V } 1 \text{ cm}^2 \pm 1,55 \text{ cal/cm}^2$$

Mit dem Eichwert erhalten wir also für die 5-Minuten-Intervalle das Wärmestromintegral in cal/cm², das zum Gesamtwärmeverlust für 20 min. zusammengerechnet wird.

Alle Prozentangaben beziehen sich auf den Mittelwert der verglichenen Größen. Soweit es interessant ist, sind auch die Mittelwerte angegeben. Dabei wurde das arithmetische Mittel für alle Versuchspersonen gebildet, wobei Wiederholungsversuche bei einer Person zu einem Wert zusammengezogen wurden. Dadurch trägt jeder Proband in gleichem Maße zum Durchschnittswert bei. Bei den Wiederholungsversuchen wird die Reproduzierbarkeit des Versuches beim WSI in Prozent angegeben. Die Schwankungen der Temperaturangaben werden in mV Thermospannung sowie in °C angegeben (siehe z.B. Tab. 3).

Schließlich versuchten wir noch, verschiedene gemessene Größen in Abhängigkeit einer anderen zu setzen. Soweit ein Zusammenhang erkennbar ist, wird er in den folgenden Abschnitten erläutert.

Keinerlei Ergebnisse haben die folgenden Relationen gezeigt:

1. Temperatur des Armes vor Versuchsbeginn / Endtemperatur
2. Temperatur des Armes vor Versuchsbeginn / Temperatur nach 10 min
3. Temperatur nach 10 min / WSI der ersten 10 min
4. Temperatur des Armes vor Versuchsbeginn / WSI von 20 min
5. Temperatur nach 20 min / WSI von 20 min

6 Versuche mit der Cryogel-Kompresse

6.1 Beschreibung

LAQUEUR erwähnt 1910 sogenannte Eiskataplasmen, die sich wesentlich besser als der Eisbeutel an die abzukühlende Körperstelle anschmiegen (10). Es handelte sich hierbei um Eisstückchen, die zwischen zwei Lagen von Leinmehl in einem Tuch eingeschlagen sind. Diese Kataplasmen können als funktionelle Vorläufer der Cryogel-Kompresse betrachtet werden.

Cryogel besteht aus einer blauen gallertartigen Masse, die in einer Kunststoffolie eingeschlossen ist. Ein solches Kissen hat Abmessungen von 10 cm x 27 cm x 2 cm und wiegt 345 g. Der Hersteller gibt an, daß die Kompresse bis zu -21°C flexibel bleibt, wodurch sie sich besser anschmiegt und dadurch eine bessere Kältedurchdringung des Gewebes erreicht wird. Weitere Vorteile seien die gute Kältespeicherfähigkeit, die eine Behandlung von 20 bis 30 Minuten Dauer erlaube, die Festigkeit der Schutzfolie und die Hautverträglichkeit des Inhalts. Da die Packung schon nach 90 Minuten im Tiefkühlfach mit der Temperatur -21°C auf -15°C abgekühlt ist, kann man sie bald nach einer Behandlung wieder verwenden.

6.2 Versuchsdurchführung

Um die geeignete Versuchsdurchführung zu ermitteln, wurden einige Vorversuche durchgeführt, welche folgende Ergebnisse lieferten:

1. Die Gelatinepackung durfte während des Versuches nicht in ihrer Lage verändert werden, da sonst Unregelmäßigkeiten im Verlauf von WSD und Temperatur sowie oberflächliche Hauterfrierungen aufgetreten wären.
2. Die Kompresse mußte mit der flachen Hand ohne besonderen Druck über der Meßstelle so fixiert werden, daß ein gleichmäßiger Hautkontakt (bzw. Kontakt zur Meßfolie) sichergestellt war.
3. Die fixierende Hand mußte von der Cryogelpackung thermisch isoliert sein, damit der Unsicherheitsfaktor einer nicht erwünschten zusätzlichen Erwärmung der Kompresse ausgeschaltet war. Diesen Zweck erfüllten einige Lagen Zellstoff.
4. Es stellte sich als wichtig heraus, daß bei jedem Versuch eine etwa gleichgroße Fläche der Kompresse dem Arm auflag. Daher wurde die rechteckige Cryogelpackung stets quer über den Unterarm gelegt, was den Versuchsablauf weiter vereinheitlichte.

Schließlich wurde darauf geachtet, daß das Cryogel erst unmittelbar vor Versuchsbeginn aus dem Gefrierfach entnommen wurde und daß eine Packung vor ihrer Wiederverwendung mindestens zwei Stunden im Kühlschrank gelegen hatte. Die mit einem Thermometer vor dem Versuch gemessene Temperatur betrug stets -17°C bis -18°C . Nach dem Abnehmen von der Meßstelle hatte sie sich auf der dem Arm zugewandten Seite auf -5°C bis 0°C erwärmt.

6.3 Auswertung

Das Zahlenmaterial für die Auswertung der Versuche mit Cryogel ist in Tab. 3 zu finden. Um die Reaktionsweise auf die Kältekompressse zu verdeutlichen, sind in Abb. 14 die drei Grundtypen des Verlaufs von WSD und Temperatur aufgezeichnet. Eine Abbildung der Schreiberdiagramme wäre nicht sinnvoll gewesen, da sie ein zu großes Format aufweisen, und Temperatur- und WSD-Protokolle zudem mit verschiedenem Papiervorschub aufgezeichnet worden sind. Originaldiagramme sind im Anhang zu finden (s.S. 83).

Diskussion von Kurvenbeispielen

Die über eine Zeitachse gezeichneten Kurven von VP 7 sind qualitativ auch gültig für VP 2 a und b, VP 3, VP 6 b, VP 8 und VP 9, mithin also also für sieben der zwölf durchgeführten Versuche. Hierbei fallen die Graphen von Temperatur wie auch der WSD ähnlich einer Exponentialfunktion stetig ab. Die Temperaturkurve erreicht dabei mit Ausnahme von VP 2 (worüber später noch zu berichten sein wird) schon nach 10 bis 15 min ein Plateau, das bis Versuchsende bestehen bleibt. Die Kurve der WSD zeigt hingegen bei Versuchsende in allen Fällen noch eine deutlich absteigende Tendenz, was auch bei VP 7 zum Ausdruck kommt. Die Kompressse hat also in diesen Fällen an der Hautoberfläche eine konstant bleibende maximale Auskühlung bewirkt, die sich weiter in die Tiefe ausdehnt, was durch die stetig sinkende WSD angedeutet wird. Anzeichen für Gefäßreaktionen sind nicht zu erkennen.

Einen anderen Sachverhalt liefern uns die Kurven von VP 4, VP 5 a, VP 6 b, sowie VP 1 (2. Beispiel von Abb. 14). Dies sind 33% von allen Versuchen. Dabei stellt sich 10 bis 15 min nach Auflegen der Kompressse eine konstante WSD ein (Ausnahme VP 6 b), während etwa zur gleichen Zeit die Temperatur wieder zu steigen beginnt. Diese Temperaturerhöhung beträgt bis Versuchsende 1°C bis $1,5^{\circ}\text{C}$ und beschränkt sich keineswegs auf Probanden mit be-

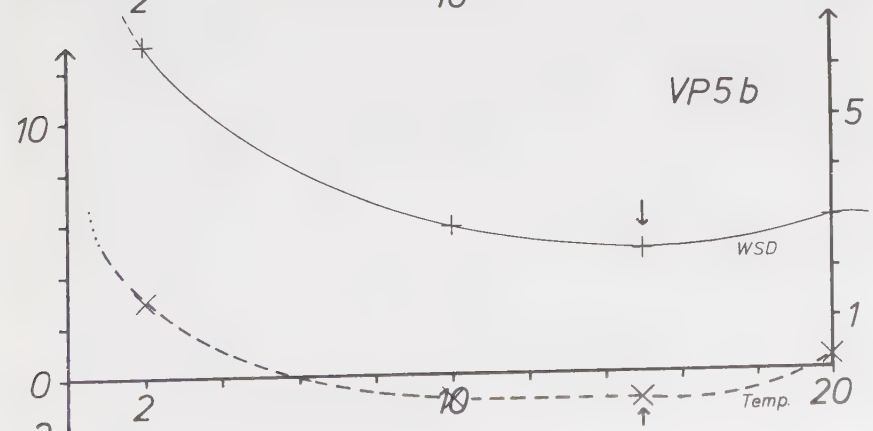
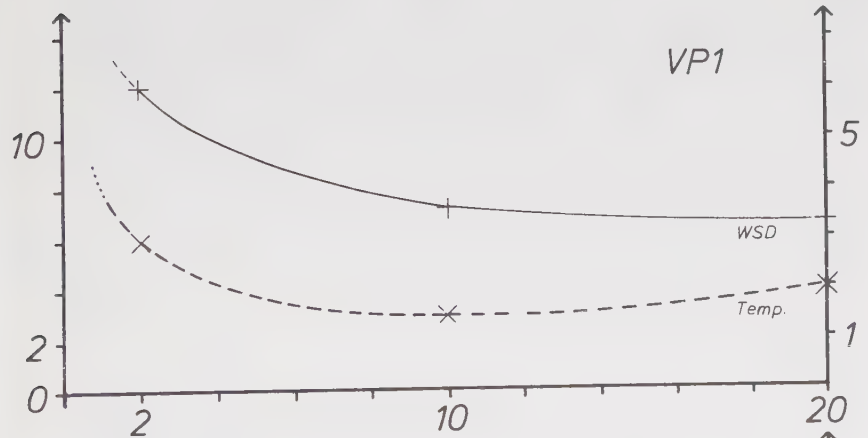
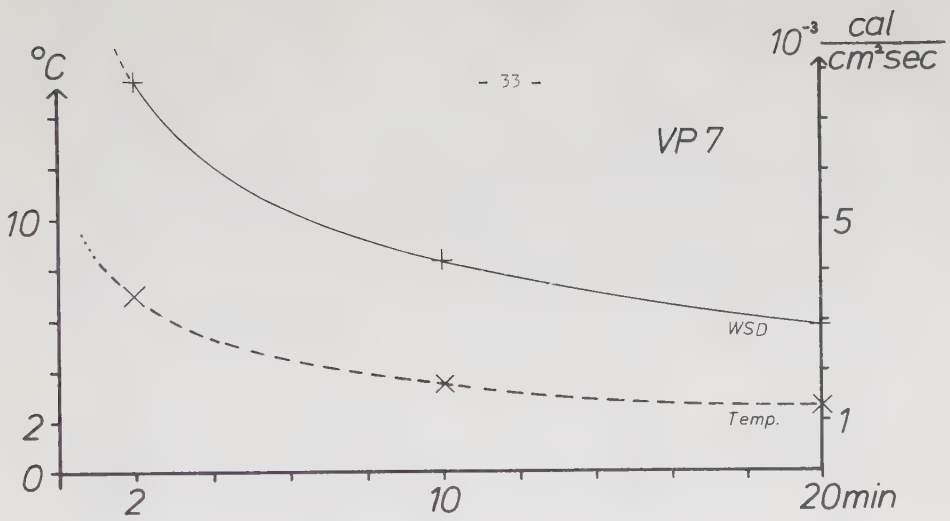


Abb. 14 Cryogel, Kurvenbeispiele

sonders hohem Gesamtwärmeverlust (= WSI), so daß die Wahrscheinlichkeit, daß die Kältekapazität des Cryogels erschöpft ist, als gering eingeschätzt werden muß. Es liegt nahe, daß die abgekühlten Gefäße sich im Sinne einer reaktiven Hyperämie geöffnet haben, wofür auch der Verlauf der nicht mehr weiter absinkenden WSD ein weiteres Indiz liefert.

Das Protokoll von VP 5 b, das als einziges nicht in die beiden obigen Gruppen paßt, ist das dritte Beispiel von Abb. 14. Die Abkühlung ging hierbei so intensiv und rasch vonstatten, daß von 10 min bis 15 min nach Versuchsbeginn eine oberflächliche Folientemperatur von -1°C gemessen wurde, die einzige "Erfrierung" bei allen Versuchen dieser Arbeit. Nach 15 Minuten steigen gleichzeitig (Pfeil) Temperatur und WSD an. Die Temperatur erhöht sich um ca. 2°C , die WSD um ca. 25 % ihres tiefsten Wertes. Kurz nach Versuchsende (20 min) zeigt sie aber eine deutliche Tendenz zur Abflachung. Dieser Fall einer besonders intensiven Abkühlung hat offensichtlich eine Gefäßreaktion zur Folge gehabt, da eine steigende WSD Ausdruck für einen größeren Temperaturgradienten (bzw. für einen geringeren Wärmewiderstand) ist. Trotz dieser tiefen Temperatur bewegt sich insgesamt die Kurve der WSD in der gleichen Größenordnung wie bei den anderen Versuchen.

Diese kurzzeitige Abkühlung der Hautoberfläche unter den Gefrierpunkt hatte übrigens keinerlei nachteilige Folgen.

Temperaturverlauf

Um den zeitlichen Verlauf der Temperatur vergleichen zu können, wurden die Werte von 2 min, 10 min und 20 min nach Versuchsbeginn ausgewertet. Zwei Minuten nach Auflegen der Kompressen reagierten die Probanden noch sehr verschieden. Bei VP 2 b war die Temperatur erst auf 14°C , bei VP 5 b dagegen schon auf $+3^{\circ}\text{C}$ gesunken. Als Mittelwert errechnete sich 7°C . Acht Minuten später schwankte die Temperatur immer noch zwischen $+10^{\circ}\text{C}$ (VP 2 a) und -1°C (VP 5 b) bei einem Mittelwert von $3,5^{\circ}\text{C}$. Am Ende der zwanzigminütigen Abkühlung hatte sich das Intervall der Temperaturen auf einen Bereich zwischen $0,5^{\circ}\text{C}$ (VP 5 b) und 5°C (VP 2 b) verkleinert. Der Mittelwert beträgt 3°C . Dies zeigt, daß die Geschwindigkeit der Abkühlung bei den Probanden individuell sehr verschieden war. Erst nach etwa 15 Minuten hatten sich die Temperaturen weitgehend angeglichen. Für diese verschiedenen Reaktionsweisen waren keine zugrundeliegenden Parameter zu finden. Z.B. weisen VP 2 und

	WSI [cal/cm ²]			Temperatur [°C/0,1 mV]			termin. Temp. erhöhung	WSD	[cal/cm ² sec]		% von 0 min		
	1.-5. min	6.-10.	11.-15.	16.-20.	1.-20. Rep.	2 min			10 min	20 min		0 min	20 min
VP 1	1,86	1,06	1,00	0,88	4,80	-	6 ⁰ /5,0	3 ⁰ /7,4	4 ⁰ /6,8	3,6	36,6	3,4	9
VP 2 a b	1,91	1,27	1,03	0,76	4,97	3,6 %	7,5 ⁰ /5,6	10 ⁰ /4,5	4 ⁰ /6,8	4,4	20,8	3,1	15
	2,20	1,16	0,97	0,82	5,15		14 ⁰ /3,1	7 ⁰ /5,8	5 ⁰ /6,5	3,8	27,7	3,0	11
VP 3	2,41	1,34	1,01	0,87	5,63	-	7 ⁰ /5,8	4 ⁰ /6,9	3,5 ⁰ /7,1	4,2	25,8	3,0	12
VP 4	2,12	1,04	0,85	0,74	4,74	-	7,5 ⁰ /5,5	2 ⁰ /7,7	3 ⁰ /7,3	3,5	23,1	2,7	12
VP 5 a b	1,76	0,88	0,67	0,56	3,88	8,6 %	8,5 ⁰ /4,3	3,5 ⁰ /7,1	3,5 ⁰ /7,0	2,8	24,1	2,1	9
	1,89	0,94	0,70	0,70	4,23		3 ⁰ /7,5	-1 ⁰ /9,1	0,5 ⁰ /8,4	2,9	21,6	3,0	14
VP 6 a b	2,60	1,24	0,92	0,67	5,45	2,9 %	4,5 ⁰ /6,8	1 ⁰ /8,3	2,5 ⁰ /7,6	4,2	30,8	2,6	8
	2,62	1,30	0,95	0,74	5,61		3,5 ⁰ /7,1	1,5 ⁰ /8,0	1,5 ⁰ /8,0	3,9	38,5	2,5	6
VP 7	2,28	1,30	1,04	0,82	5,45	-	7 ⁰ /5,8	3,5 ⁰ /7,1	2,5 ⁰ /7,6	4,2	27,5	2,9	11
VP 8	2,06	1,02	0,76	0,61	4,45	-	8 ⁰ /5,2	1 ⁰ /8,2	1 ⁰ /8,3	3,3	23,9	2,3	10
VP 9	2,33	1,29	0,99	0,74	5,34	-	4,5 ⁰ /6,7	2 ⁰ /7,8	2 ⁰ /7,8	4,2	30,4	2,6	9
MW	2,15	1,16	0,92	0,76	4,98	5,0 %	7 ⁰ /5,8	3,5 ⁰ /7,1	3 ⁰ /7,5				10,5 %
Sp	40,0%	39,7%	40,2%	42,1	28,1%		11 ⁰ /4,4	11,5 ⁰ /4,6	4,5 ⁰ /1,9				

Tab. 3 Cryogel, Meßwerte

VP 5 eine vergleichbare HSD wie auch eine ähnliche Konstitution auf. Dennoch waren dies die Extreme in Bezug auf den zeitlichen Temperaturverlauf. Im Gegensatz zu den drei anderen untersuchten Applikationsformen konnte kein Zusammenhang zwischen der HSD und der Endtemperatur festgestellt werden, da diese Abkühlungsart vergleichsweise sehr intensiv war (vgl. 10.1), so daß auch eine dicke subcutane Schicht nicht vor weitgehendem Temperaturabfall schützte (VP 8: HSD 15 mm, Endtemperatur 1°C !).

Wärmeverlust

Zuerst wurde der Spitzenwert der WSD bei Auflegen der Packung errechnet und in Beziehung gesetzt mit dem entsprechenden Wert nach genau 20 min. Läßt man Ungenauigkeiten des ersten Spitzenwertes (z.B. Trägheit des registrierenden Systems) einmal außer acht, so verringert sich im Mittel die WSD im Verlauf des Versuches auf 10,5 %. Diese Regulation der Wärmeabgabe erfolgt größtenteils in den ersten Minuten der Abkühlung, da die WSD-Kurve noch steil absinkt.

Bei der Cryogel-Abkühlung konnte im Gegensatz zu den anderen Applikationsformen eine Abhängigkeit von WSD und Temperatur 10 min nach Versuchsbeginn festgestellt werden (Abb. 15). Die WSD ist dabei umso niedriger, je tiefer die Meßstelle bereits abgekühlt ist. Dies ist, physikalisch gesehen, zu erwarten, da der Temperaturgradient zwischen Haut und Kompressse dadurch geringer ist.

Das Gesamt-Wärmestromintegral (WSI) beträgt rund $5,0 \text{ cal/cm}^2$. Das heißt, daß pro cm^2 in den 20 Minuten der Abkühlung 5 cal abgegeben worden sind. Die einzelnen Zahlenwerte sind der Tab. 3 zu entnehmen. Interessant ist die Tatsache, daß die Spanne der 5-Minuten-Blöcke des WSI (32,7 % bis 35,4 %) etwas größer ist, als die Spanne des Gesamt-WSI (31,2 %). Das bedeutet, daß im Verlauf der Abkühlung ein z.B. anfänglich geringerer Wärmeverlust durch ein höheres WSI gegen Versuchsende in geringem Ausmaß kompensiert wurde.

Das Gesamt-WSI läßt sich wie bei allen anderen Applikationsformen mit der Hautschichtdicke in Beziehung setzen (Abb. 16). Dabei deutet sich mit zunehmender HSD ein geringerer Gesamt-Wärmeverlust an. Die beiden Werte von VP 5 und VP 3 fallen dabei aus dieser Zuordnung heraus. Das besonders geringe WSI von VP 5 sowie die extrem tiefe Hauttemperatur im Wiederholungsversuch deutet auf einen besonders geringen Kältewiderstand hin, der allerdings im ersten Versuch nicht so deutlich hervortritt.

$10^{-3} \frac{\text{cal}}{\text{cm}^2 \text{sec}} (10 \text{ min})$

- 37 -

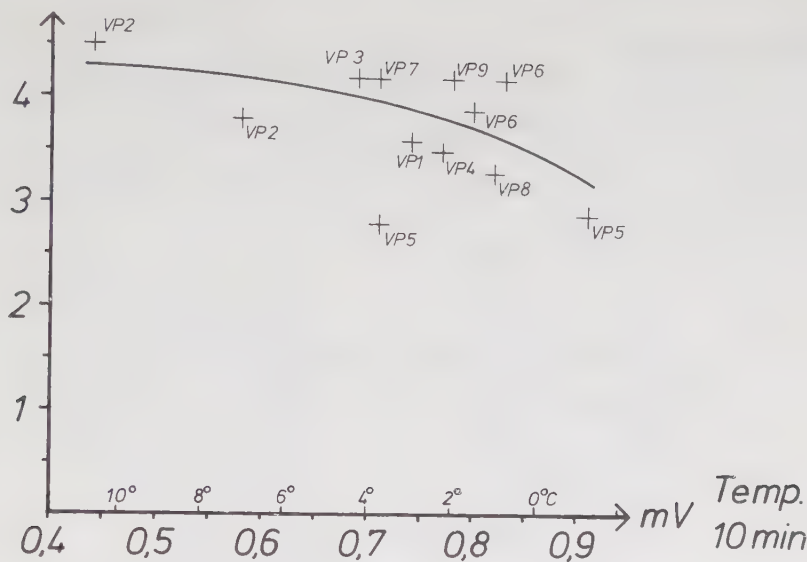


Abb. 15 Cryogel, WSD (10 min) - Temperatur (10 min)

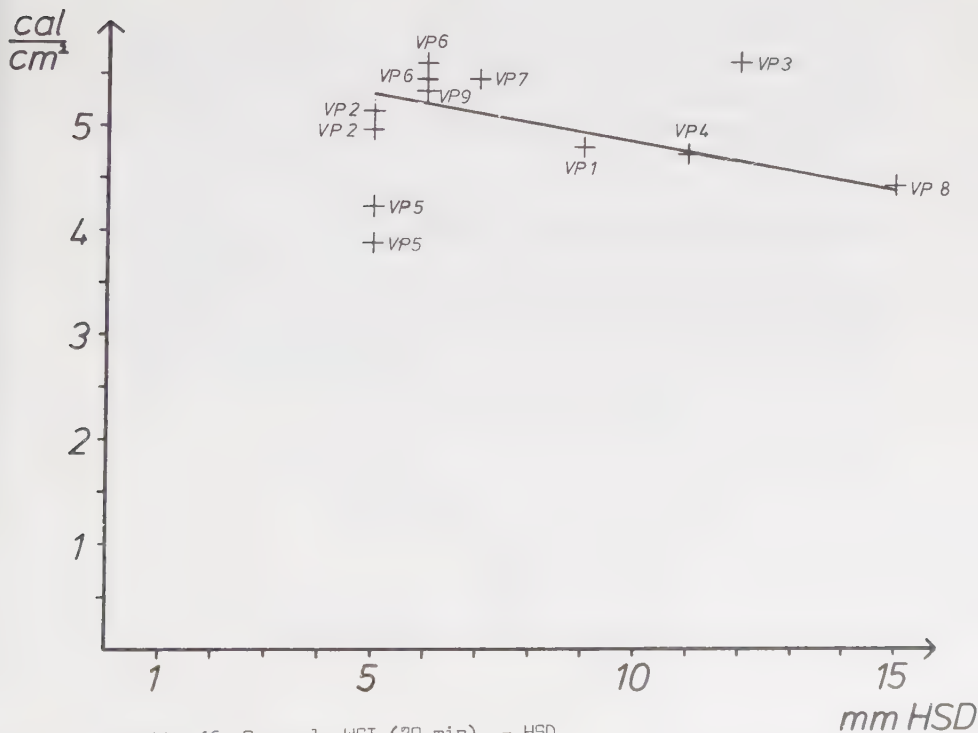


Abb. 16 Cryogel, WSI (20 min) - HSD

Wiederholungsversuche

Bei VP 2, VP 5 und VP 6 wurden Wiederholungsversuche durchgeführt, um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu prüfen. Dabei wurden Schwankungen des Gesamt-WSI zwischen 3,0 % und 8,3 % gemessen.

Daß sich dieses gute Ergebnis auch auf die 5-Minuten-Blöcke übertragen läßt, zeigt Tab. 4. Im Falle von VP 5 und VP 6 liegt beinahe eine identische Charakteristik des Wärmeverlusts vor.

		1.-5.	6.-10.	11.-15.	16.-20.	min
VP 2	a		66 %	54 %	40 %	
	b	100 %	53 %	44 %	37 %	
VP 5	a		50 %	38 %	32 %	
	b	100 %	50 %	37 %	37 %	
VP 6	a		48 %	35 %	26 %	
	b	100 %	50 %	36 %	23 %	

Tab. 4 Cryogel, WSI-Abnahme-Charakteristik

Die Endtemperaturen unterschieden sich bei VP 2 und VP 6 um 1°C , bei VP 5 um 3°C . Man kann also durchaus von einer sehr befriedigenden Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse sprechen.

6.4 Kalorimetrische Versuche mit der Cryogel-Packung

Im Anschluß an die Messungen mit den Probanden wollten wir zuerst mit einem einfachen kalorimetrischen Versuch den Wärmehalt W_c der Cryogel-Packung ermitteln (Abb. 17). Mit einem Dewar-Kalorimetergefäß werden im ersten Teil des Versuches bekannte Wärmeäquivalente zusammengeschüttet, woraus sich die Wärmeabgabe W^* an die Luft und das Gefäß (Q_1^* bzw. Q_2^*) wie folgt errechnen läßt:

$$\begin{aligned} m_1 &= 300 \text{ g Wasser} & m_2 &= 600 \text{ g Wasser} \\ T_1 &= 28^{\circ}\text{C} & T_2 &= 47^{\circ}\text{C} \end{aligned}$$

$$c_{H_2O} = 1 \frac{\text{cal}}{\text{g}^{\circ}\text{C}}$$

Die Mischtemperatur T_m betrug 41°C .

$$Q_{\text{aufgenommen}} = Q_{\text{zugeführt}}$$

$$m_1 c (T_m - T_1) = m_2 c (T_2 - T_m) + w^* (T_2 - T_m)$$

Mit obigen Werten ergibt sich $w^* = 50 \frac{\text{cal}}{^{\circ}\text{C}}$

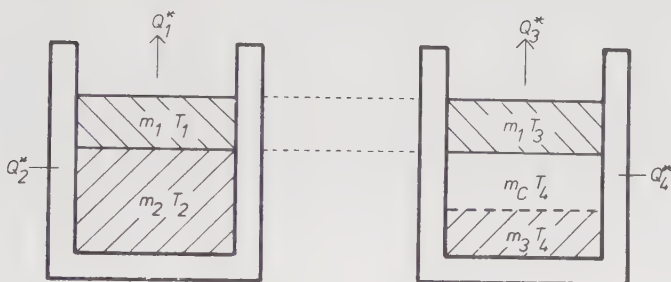


Abb. 17 Kalorimetrische Versuche mit Cryogel

schräffiert: Wasser

m_c : Masse von Cryogel

Im zweiten Versuchsteil gibt man anstelle der 600 ml Wasser die Cryogel-Packung ins Kalorimeter und füllt auf 600 ml auf. Das Restwasser und die Packung haben die gleiche Temperatur T_4 . Anschließend wird wieder die gleiche Menge einer Temperatur T_3 daraufgeschüttet. Die Temperatur des Systems wird fortlaufend gemessen (Abb. 18) und die Mischtemperatur bestimmt. Diese wird erst nach 4 min erreicht, da der Wärmeaustausch des Cryogels mit dem umgebenden Wasser nur durch Leitung und nicht durch Konvektion erfolgt.

Den Wärmehalt der Packung kann man mit den folgenden Werten leicht errechnen:

$$m_1 = 300 \text{ g Wasser}$$

$$m_3 = 280 \text{ g Wasser} \quad m_c = 345 \text{ g}$$

$$T_3 = 28^{\circ} \text{ C}$$

$$T_4 = 47,5^{\circ} \text{ C}$$

$$T_M = 40,3^{\circ} \text{ C}$$

$$m_1 c (T_M - T_3) = m_3 c (T_4 - T_M) + w^* (T_4 - T_M) + w_c (T_4 - T_M)$$

$$\Rightarrow w_c = 182,5 \frac{\text{cal}}{^{\circ}\text{C}}$$

Die spez. Wärme des Cryogels beträgt demnach

$$182,5 \frac{\text{cal}}{^{\circ}\text{C}} : 345 \text{ g} \approx 0,5 \frac{\text{cal}}{\text{g } ^{\circ}\text{C}}$$

Dies spricht für eine gute Kältespeicherfähigkeit des Materials.

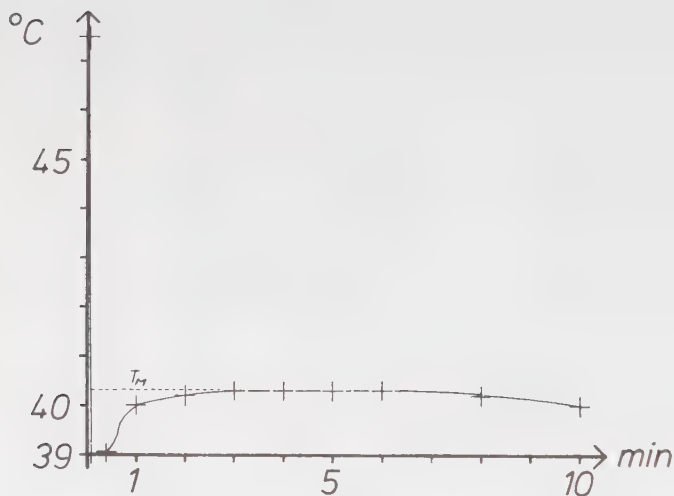


Abb. 18 Bestimmung der Mischtemperatur

Mit dem zweiten Versuch wollten wir feststellen, ob ein Teil der Kältespeicherfähigkeit mit dem Übergang von einem Aggregatzustand in einen anderen zu begründen ist ($\text{Gel} \leftrightarrow \text{Sol}$). Dazu legten wir die abgekühlte Packung in ein Dewar-Gefäß, das mit 47°C warmem Wasser gut zur Hälfte gefüllt war und bestimmten in regelmäßigen Abständen die Temperatur, wobei jeweils 5 sec vor der Temperaturmessung kräftig umgerührt wurde. Das Temperatur - Zeit - Diagramm ist in Abb. 19 dargestellt. Es deutet nichts darauf hin, daß bei der Gelatinemasse ein Wechsel des Aggregatzustandes vorliegt.

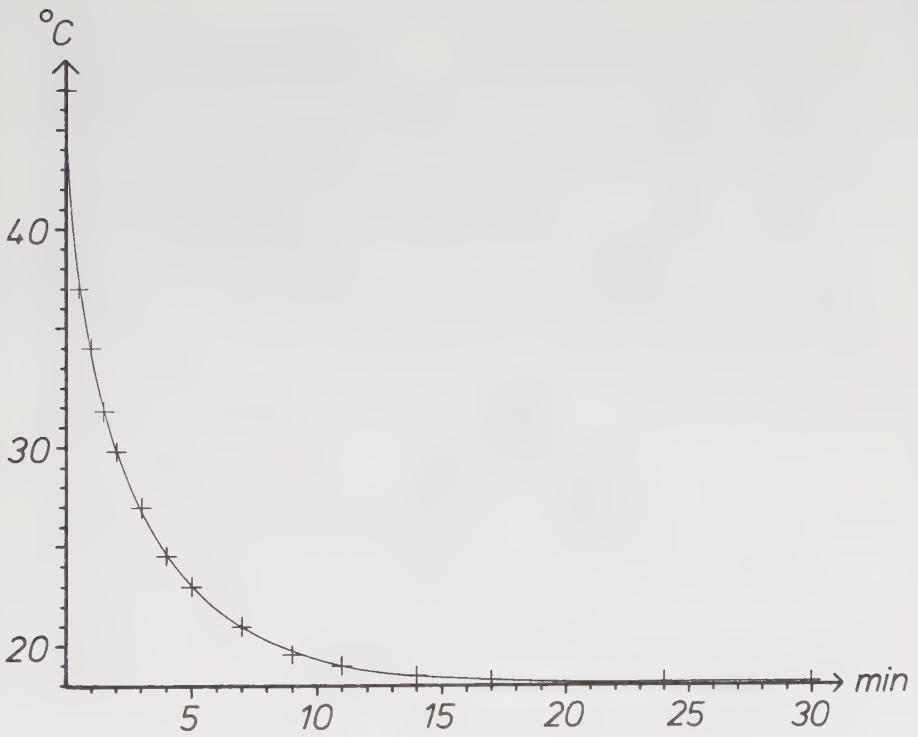


Abb. 19 Abkühlung des Wassers durch Cryogel

7 Versuche mit dem Eisbeutel

7.1 Versuchsdurchführung

Bei dieser Abkühlungsart verwendeten wir einen herkömmlichen Gummieisbeutel mit einem Durchmesser von 20 cm und einer Dicke von 1,5 mm. Bei einem Vorversuch stellten wir fest, daß nur eine vollständige Füllung der Gummibläse mit Eissplittern einen regulären Versuch von 20 min Dauer gewährleistet. Ein Nachfüllen während der Messungen bewirkte erhebliche Sprungstellen von Temperaturen und WSD und kam daher nicht in Frage. Desgleichen war es sehr wichtig, daß der Eisbeutel seine Lage nicht veränderte. Zu diesem Zweck wurde der gefüllte Beutel unmittelbar vor dem Auflegen auf den Arm der Form des Armes so angepaßt, daß ein sicheres Gleichgewicht gegeben war (Abb. 20).

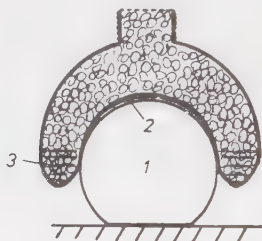


Abb. 20 Querschnitt durch Eisbeutel und Unterarm

- 1 Unterarm
- 2 Meßfolie
- 3 Schmelzwasser

Das Schmelzwasser konnte von der Meßstelle in den Randbezirk der Eisblase ablaufen, wodurch im Laufe der Zeit das Gleichgewicht zusätzlich stabilisiert wurde. Da wir den Beutel nicht zuschraubten, hatten wir stets eine Kontrollmöglichkeit, ob noch genügend Eis über der Meßstelle war. Im Gegensatz zur leichteren Cryogelkompresse wollten wir den Beutel nur mit seinem Eigengewicht dem Unterarm aufliegen lassen, da sonst erhebliche Unregelmäßigkeiten aufgetreten wären. Die Temperatur an der Oberfläche des gefüllten Beutels beträgt 1°C .

7.2 Auswertung

Diskussion von Kurvenbeispielen

Tab. 5 enthält das Zahlenmaterial für alle Eisbeutelversuche. In Abb. 21 sind auch hier wieder drei Reaktionstypen für diese Art der Abkühlung bei gleichem Zeitmaßstab untereinander gezeichnet. Das erste Diagramm von VP 2 b ist qualitativ stellvertretend für 73 % aller Versuche. Dabei zeigten sieben Versuchsprotokolle denselben monotonen Abfall von WSD und Temperatur (Tab. 5, ++), während vier Personen kleine Unregelmäßigkeiten im Temperaturabfall (max. um 1°C) aufwiesen (Tab. 5, +). Diese lassen sich zeichnerisch leicht extrapolieren und sind sicher auf den nicht immer gleich guten Kontakt des Eisbeutels mit dem punktförmigen Thermoelement der Meßfolie zurückzuführen. Da keinerlei konsensuelle WSD-Unregelmäßigkeiten auftreten, werden auch diese vier Versuche dem ersten Diagramm von Abb. 21 zugeordnet.

Die beiden folgenden Diagramme stellen Ausnahmen dar (Tab. 5, -), stellvertretend für je zwei Versuche. Beim ersten Versuch mit VP 6 sowie bei VP 4 b bleibt die Hautoberflächentemperatur auf einem noch zu hohen Niveau stehen, wobei besonders bei VP 6 a ein besonders unruhiger Temperaturverlauf vorliegt, was in der handgezeichneten Abbildung nur angedeutet ist. Nach etwa 15 min fallen plötzlich WSD und Temperatur gleichzeitig ab (Pfeil). Ganz offensichtlich ist in diesen beiden Fällen eine plötzliche Arteriolenkonstriktion aus nicht geklärter Ursache erst 23 (bzw. 22) Minuten nach Auflegen des Eisbeutels erfolgt. Wie wir noch sehen werden (Kap. 10.1), war der Eisbeutel die mildeste Abkühlungsart, weshalb dieser Effekt bei allen Versuchsreihen nur diese beiden Male zu beobachten war.

Der dritte Teil der Abb. 21 schließlich zeigt, wie bei VP 5 a nach 8 min die WSD steil ansteigt und anschließend wieder leicht abfällt. Schließlich kommt es zum gleichzeitigen Ansteigen von WSD und Temperatur (ca. 2°C), ehe die Kurven langsam zum Endwert abfallen. Bei VP 4 a ist ein ganz ähnlicher Effekt zu beobachten. In beiden Fällen dürfte es sich um eine Gefäßdilatation im Sinne einer reaktiven Hyperämie handeln, wodurch das abgekühlte Gewebe für kurze Zeit wieder leicht erwärmt wurde.

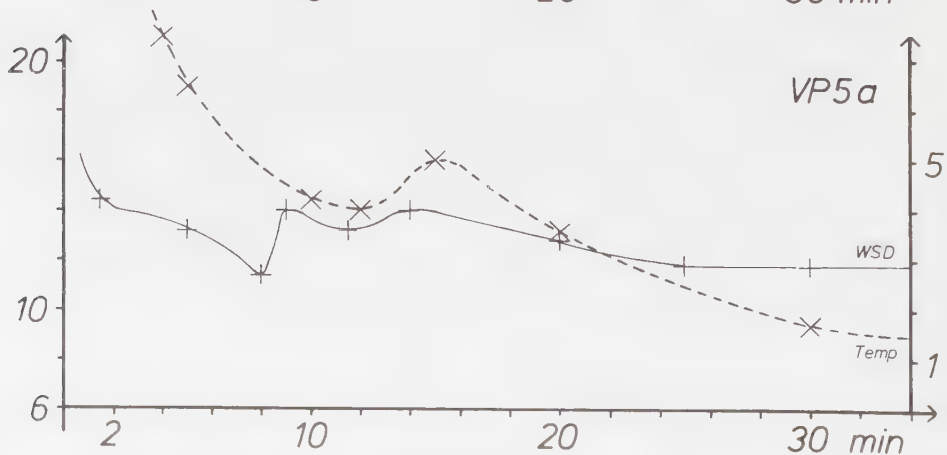
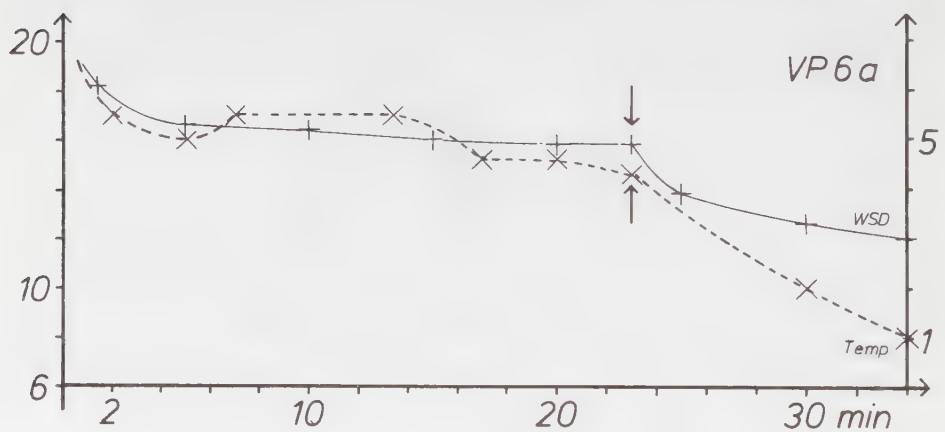
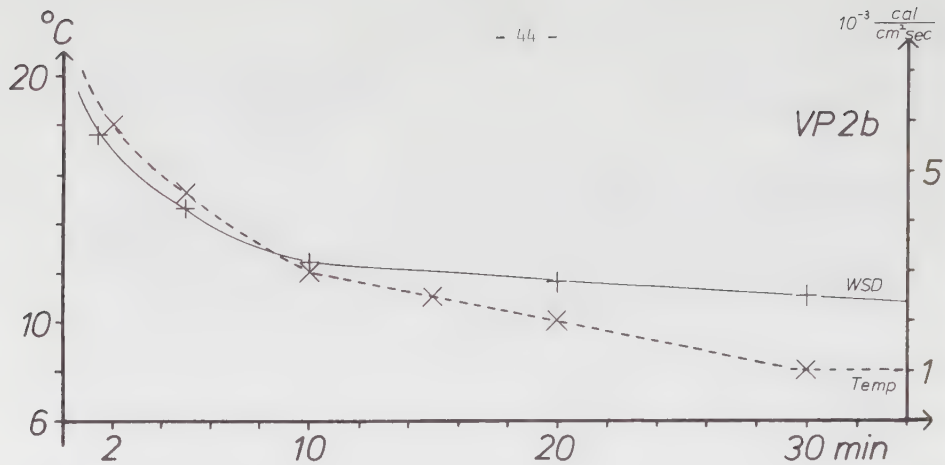


Abb. 21 Eisbeutel, Kurvenbeispiele

	WSI [cal/cm ²]				Temperatur [°C/0,1 mV]				WSD [10 ⁻³ cal/cm ² sec]							
	1.- 5.	6.-10.	11.-15.	16.-20.	1.-20.	Rep.	0 min *	2 min	10 min	20 min	20 min extrapol.	Plateau	T.a.	0 min	20 min	% von 0 min
VP 1	1,34	0,96	0,82	0,73	3,86	-	0,5	19 ⁰ /1,0	12,5 ⁰ /3,7	11 ⁰ /4,2	10 ⁰ /4,5	8,5 ⁰ /5,1	+	8,1	2,6	32,1
VP 2 a	1,47	1,03	0,86	0,65	4,00	4,1%	0,8	20 ⁰ /0,7	13 ⁰ /3,4	9,5 ⁰ /4,8	-	8,5 ⁰ /5,1	++	10,9	2,4	22,0
b	1,20	0,92	0,91	0,81	3,84		0,6	18,5 ⁰ /1,2	12,5 ⁰ /3,6	10 ⁰ /4,6	-	8 ⁰ /5,2	++	10,8	2,8	25,9
VP 3	1,29	0,92	0,78	0,75	3,74	-	0,8	24 ⁰ /-	15 ⁰ /2,7	8 ⁰ /5,2	-	7,5 ⁰ /5,7	++	10,7	2,7	25,2
VP 4 a	1,15	0,78	0,66	0,61	3,20	20,7%	1,3	15 ⁰ /2,6	10 ⁰ /4,6	10 ⁰ /4,5	-	10,5 ⁰ /4,3	-	9,8	2,2	22,4
b	1,39	1,00	0,81	0,73	3,94		1,0	17 ⁰ /1,8	10,5 ⁰ /4,3	10 ⁰ /4,5	-	9 ⁰ /5,0	-	13,5	3,3	24,4
VP 5 a	1,60	1,17	0,86	0,86	4,49		0,4	25 ⁰ /-	15 ⁰ /2,7	13 ⁰ /3,3	-	9,5 ⁰ /4,8	-	11,1	3,4	30,6
b	1,78	1,45	1,36	1,20	5,79	26,0%	0,0	25 ⁰ /-	17 ⁰ /1,7	13,5 ⁰ /3,2	-	12 ⁰ /3,8	+	10,9	4,2	38,5
c	1,65	1,21	1,03	0,81	4,70		0,4	20,5 ⁰ /0,4	14 ⁰ /3,1	10,5 ⁰ /4,3	-	9,5 ⁰ /4,8	++	14,4	3,1	21,5
VP 6 a	1,62	1,37	1,34	1,31	5,65		1,3	17 ⁰ /1,8	17 ⁰ /1,8	15,5 ⁰ /2,5	-	10 ⁰ /4,7	-	10,9	4,9	44,9
b	1,91	1,34	1,18	0,97	5,40	13,9%	1,4	18 ⁰ /1,4	12 ⁰ /3,9	10 ⁰ /4,6	9,5 ⁰ /4,8	8 ⁰ /5,3	+	9,2	3,4	36,9
c	1,68	1,31	1,05	0,88	4,91		0,1	25 ⁰ /-	13,5 ⁰ /3,3	10 ⁰ /4,7	-	8 ⁰ /5,3	++	10,9	3,1	28,4
VP 7	1,65	1,18	1,01	0,88	4,73	-	0,6	18,5 ⁰ /1,2	12,5 ⁰ /3,7	10 ⁰ /4,7	-	8 ⁰ /5,3	++	10,9	3,1	28,4
VP 8	1,17	0,80	0,72	0,70	3,39	-	1,1	18 ⁰ /1,3	12 ⁰ /3,9	9,5 ⁰ /4,8	-	8 ⁰ /5,4	++	10,9	2,5	22,9
VP 9	1,38	1,06	0,91	0,85	4,19	-	1,1	19 ⁰ /1,1	13 ⁰ /3,4	10 ⁰ /4,7	-	8,5 ⁰ /5,1	+	12,4	2,8	22,5
MW	1,43	1,05	0,91	0,81	4,19	16,1%		19,5 ⁰	12,5 ⁰ /3,6	11 ⁰ /4,1		8,5 ⁰ /5,1				27,3
Sp	53,1%	63,8%	76,9%	86,4%	61,8%			10 ⁰	7 ⁰	7,5 ⁰		4,5 ⁰				

T.a. = Temperaturabfall

* = MB "warm"

Temperaturverlauf

Wie in den anderen Versuchsreihen wurde auch beim Eisbeutel die Hautoberflächentemperatur 2 min, 10 min und 20 min nach Versuchsbeginn ermittelt. Soweit die Temperatur zu extrapolieren war, ist dies in einer Spalte vermerkt. Da die Hautoberfläche nur sehr langsam auskühlte, war es nötig, die Werte des Endplateaus, die sich 20 bis 30 min nach Versuchsbeginn einstellten, in einer eigenen Spalte zusammenzufassen. Während 2 min nach Versuchsbeginn die Temperatur noch um bis zu 10°C bei den einzelnen Probanden auseinanderlag, verringerte sich die Spanne bis Versuchsende auf $4,5^{\circ}\text{C}$. Die Endwerte schwankten zwischen $7,5^{\circ}\text{C}$ und 12°C bei einem Mittelwert von $8,5^{\circ}\text{C}$. Daß die Endtemperatur auch in gewisser Weise von der HSD abhängig ist, zeigt Abb. 22. Probanden mit dickerer HSD hatten dabei meist eine tiefere Endtemperatur an der Hautoberfläche als Versuchspersonen mit dünner HSD.

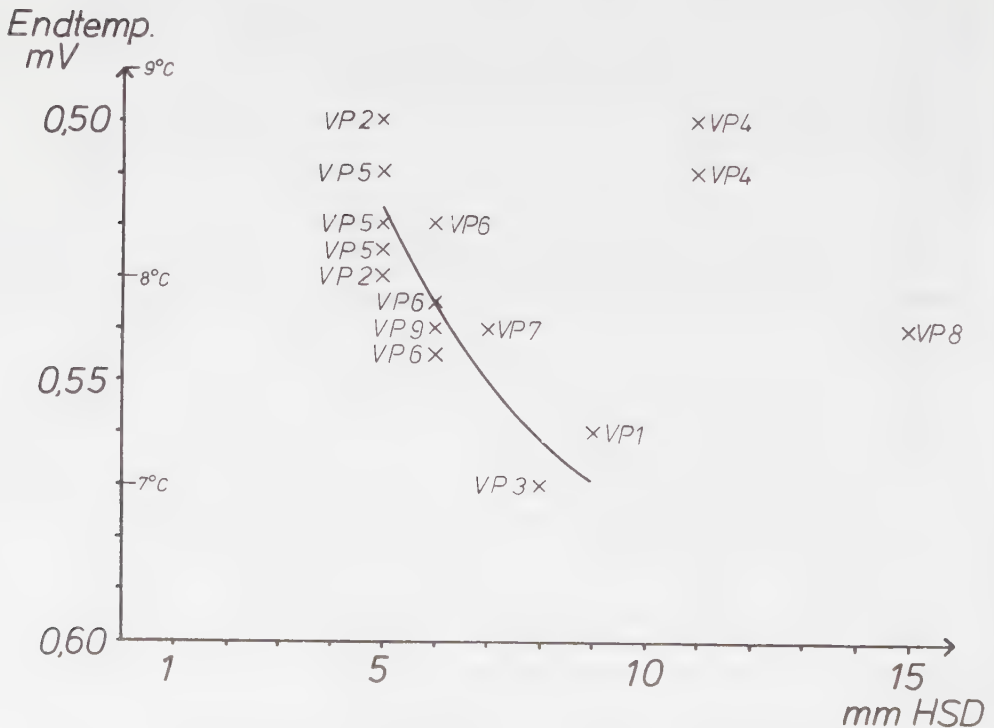


Abb. 22 Eisbeutel, Endtemperatur - HSD

Wärmeverlust

Auch bei dieser Versuchsreihe wurde wieder der erste Spitzenwert der WSD in Beziehung gesetzt mit dem entsprechenden Wert genau 20 min später. Dabei hatte sich im Verlauf dieser Zeit die WSD auf 27 % ihres Peaks verringert (Zahlenwerte siehe Tab. 5).

Obwohl wir den Verlauf von WSD und Temperatur in einigen Fällen über 30 min lang beobachteten, um Durchblutungsreaktionen zu verfolgen, beschränkten wir uns für das WSI aus Gründen der Vergleichsmöglichkeit auf 20 min. Das Gesamt-WSI von 20 min beträgt im Mittel $4,2 \text{ cal / cm}^2$. Wenn man die Spanne der 5-Minuten-Blöcke betrachtet, so erhöht sie sich mit zunehmender Versuchsdauer. Das bedeutet, daß die Probanden nach längerer Abkühlung mit dem Eisbeutel individuell sehr verschieden reagierten. Außerdem fällt die hohe Spanne des Gesamt-WSI von 61,8 % auf. Dafür ließen sich zwei Parameter finden. In Abb. 23 ist zu erkennen, daß eine Abhängigkeit des Gesamt-WSI von der HSD besteht, in der sich andeutet, daß mit dickerem subcutanen Gewebe der Wärmeverlust geringer wird.

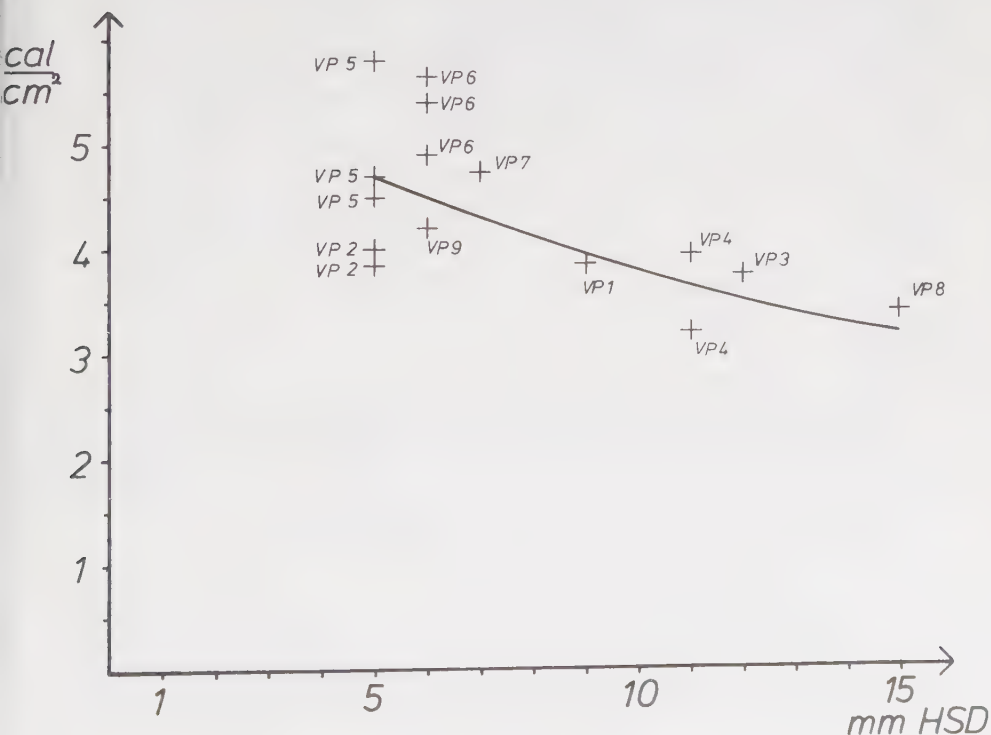


Abb. 23 Eisbeutel, WSI (20 min) - HSD

Allerdings ist für dünne HSDen (5 - 6 mm) diese Aussage nicht mehr gültig. Nur bei der Abkühlung mit dem Eisbeutel konnten wir auch einen Zusammenhang des Wärmeverlustes von der Anfangstemperatur erkennen (Abb. 24). Es liegt sehr nahe, daß bei dieser Versuchsreihe das Gesamt-WSI umso niedriger war, je tiefer die Hautoberflächentemperatur vor Versuchsbeginn war. Lediglich VP 6 paßt nicht in diesen Zusammenhang. Schließlich muß der Vollständigkeit halber noch erwähnt werden, daß die weiblichen Versuchspersonen ausnahmslos ein geringeres Gesamt-WSI hatten als die männlichen Probanden.

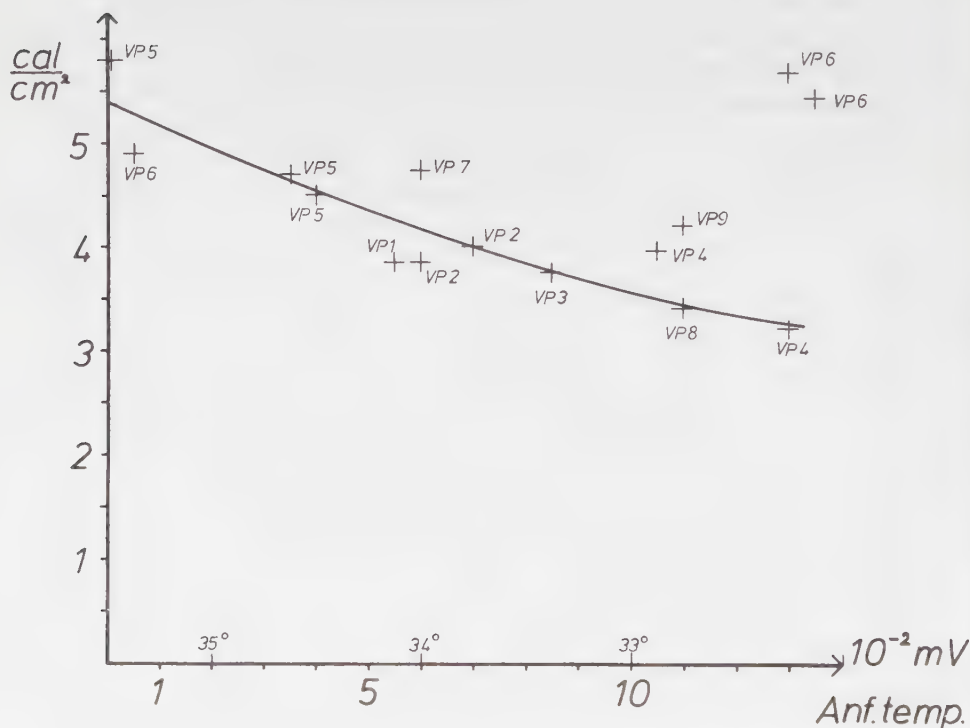


Abb. 24 Eisbeutel, WSI (20 min) - Anfangstemperatur

Wiederholungsversuche

Bei VP 2 und VP 4 wurde der Versuch einmal, bei VP 6 und VP 7 zweimal wiederholt. Das Gesamt-WSI schwankte dabei zwischen 4,1 % und 26,0 %. In Tab. 6 ist die Charakteristik der WSI-Blöcke in Prozent angegeben.

Dabei stimmen beide Versuche von VP 4, sowie mit VP 5 a, c und VP 6 b, c je zwei von drei Versuchen recht gut überein. VP 2 dagegen reagierte in Bezug auf den zeitlichen Verlauf des Wärmeverlustes sehr verschieden, obwohl das Gesamt-WSI mit 4,1 % sehr gut übereinstimmt.

Die Temperaturen des Endplateaus unterschieden sich zwischen 0,5° C (VP 2) und 2,5° C (VP 5).

	1.-5.	6.-10.	11.-15.	16.-20.	min
VP 2	100 %	70 %	59 %	44 %	
		77 %	76 %	67 %	
VP 4	100 %	68 %	57 %	53 %	
		72 %	58 %	53 %	
VP 5	100 %	73 %	54 %	54 %	
		81 %	76 %	67 %	
		72 %	61 %	48 %	
VP 6	100 %	95 %	83 %	81 %	
		70 %	62 %	51 %	
		78 %	62 %	52 %	

Tab. 6 Eisbeutel, WSI - Abnahmecharakteristik

8 Versuche mit dem Eisbad

8.1 Versuchsdurchführung

Das Eisbad unterscheidet sich von den anderen Abkühlungsarten dadurch grundlegend, daß der ganze Unterarm und die Hand der Kälte ausgesetzt sind. In der Therapie wird das Eisbad häufig als Tauchbad durchgeführt, das heißt, daß der Arm etwa eine Minute eingetaucht wird, und danach krankengymnastische Übungen erfolgen. Den Versuch in dieser Weise durchzuführen hätte bedeutet, daß wir definierte Intervalle bei einer wesentlich kürzeren Gesamtabkühlungsdauer hätten einführen müssen. Wir zogen es aber vor, einen kontinuierlichen Versuch von 20 min Dauer durchzuführen, um eine Vergleichsmöglichkeit mit dem Eisbeutel und Cryogel über einen längeren Zeitraum zu erhalten. Eine Armbadewanne wurde mit Wasser und Eis bis zu einer Höhe von ca. 15 cm gefüllt, wobei nach kräftigem Durchrühren noch eine etwa 3 cm dicke Schicht von Eisstückchen an der Oberfläche schwamm. Dieses "Kältereservoir" genügte in der Regel für unsere Versuchsdauer. Mit dem Thermoelement unserer Meßfolie ermittelten wir im Eiswasser Temperaturen zwischen 0°C (nahe den Eisstückchen) und max. 3°C .

Da wir nach einigen Versuchen feststellten, wie wichtig es war, daß der Arm im Wasser bewegungslos bleibt, baten wir die Probanden, den Unterarm am Boden der Wanne abzustützen.

Der Versuch konnte an acht der neun Versuchspersonen in voller Länge durchgeführt werden. Sie gaben einheitlich an, daß in den ersten fünf Minuten der Kälteschmerz am stärksten war und dann immer mehr nachließ. Dies ist mit der Ausbildung einer Wärmehülle um den Arm und mit der durch Kälte bewirkten Schmerzdämpfung zu erklären. Bei VP 9 mußte wegen des starken Kälteschmerzes schon nach wenigen Sekunden das Eisbad abgebrochen werden. Nach einigen Versuchen stellte sich heraus, daß ein Versuchsablauf mit vollkommenem Ruhighalten des Armes nur bei einigen Messungen zustandekam. Da die Eisbäder mit unbeabsichtigten Bewegungen deutlich andere Meßergebnisse zeitigten, werden wir im folgenden Abschnitt die Versuche ohne und mit Bewegung in den ersten 20 Minuten (o.B. bzw. m.B.) getrennt erläutern. Interesseshalber ließen wir nach einem zwanzigminütigen Versuch o.B. den Arm kräftig schwenken, um feststellen zu können, ob der Zeitpunkt der Bewegung auf das Ausmaß der Temperatur- bzw. WSD - Reaktion einen Einfluß hat.

8.2 Auswertung

Diskussion von Kurvenbeispielen

Im Gegensatz zu den anderen untersuchten Kälteapplikationsformen handelt es sich hier um ein flüssiges kaltes Medium. Dies hat keine Auswirkungen auf den Temperaturverlauf, jedoch zeigt die WSD in ihrem Verlauf ein ständiges "Zittern", das durch die Konvektion des Wassers nahe der Grenzschicht bedingt ist. Es liegt in der Größenordnung von einigen Sekunden und wird in Abb. 25 und Abb. 26 nicht zum Ausdruck gebracht. Davon zu unterscheiden sind WSD-Erhöhungen über mehrere Minuten hinweg, die für eine reaktive Hyperämie in Frage kommen.

1. Eisbad o.B.:

Abb. 25 zeigt drei Kurvenbeispiele für Eisbäder ohne Bewegung. Das Diagramm von VP 2 b steht stellvertretend für sieben weitere Versuche, also für 80 % aller Versuche o.B. Im Verlauf von Temperatur und WSD liegt ein streng monotonen Abfallen vor, ohne daß irgendwelche Anzeichen für Durchblutungsreaktionen nachweisbar wären.

Die Kurven von VP 8 und VP 7 b sind die beiden Ausnahmen von diesem regelmäßigen Verlauf. VP 8 zeigt gut 2 min nach Versuchsbeginn eine Temperaturerhöhung um 2°C , zu einer Zeit, da die WSD noch steil abfällt, so daß hier noch keine konsensuelle Reaktion erkennbar sein kann. Bei VP 7b erfolgt 9 min später eine geringfügige, ca. 3 min dauernde WSD-Erhöhung, die leichte, nach oben gerichtete Schwankungen der Temperatur nach sich zieht. In diesen beiden Fällen sind also deutliche Anzeichen einer reaktiven Hyperämie zu erkennen.

2. Eisbad m.B.:

Im folgenden werden drei Diagramme diskutiert, bei denen eine Bewegung des Armes in den ersten 20 min erfolgt ist (Abb. 26). Im Augenblick der Bewegung (Pfeil) schießt die WSD nach oben, während gleichzeitig die Temperatur eine Sprungstelle nach unten aufweist. Dies ist auf die Zerstörung der Wärmehülle zurückzuführen, die sich mit der Zeit um den ruhigen Arm aufbauen konnte. Das Diagramm von VP 4 b bietet die Möglichkeit, die Reaktion einer einzigen Bewegung 2 min nach Versuchsbeginn über 31 weitere Minuten zu verfolgen. Nach dem steilen Abfall vom Spitzenwert erhöht sich die WSD 8 min lang geringfügig; eine Temperaturerhöhung setzt 7 min nach der Bewegung ein. Während danach die WSD gleichmäßig abfällt, erreicht die Hautoberflächentemperatur 16 min nach der ersten Erhöhung ein zweites Maximum, um erst dann steil abzufallen. Ein solcher Effekt, den man als Gefäßreaktion deuten kann, ist hingegen bei

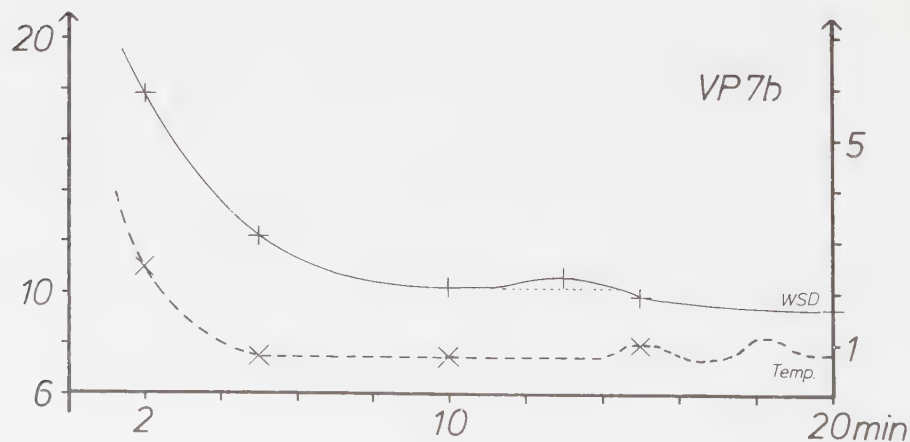
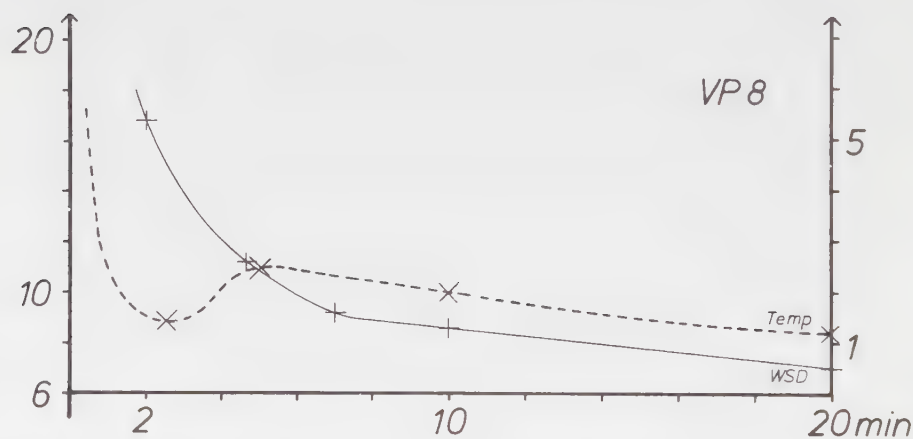
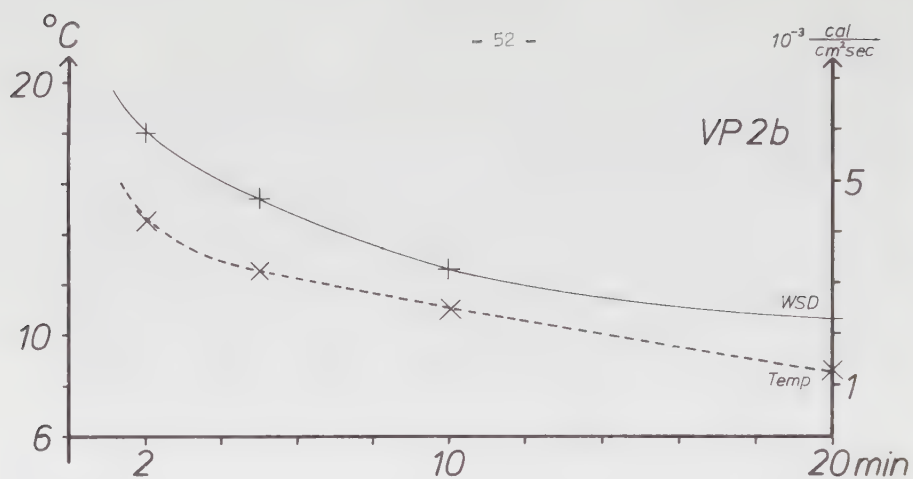


Abb. 25 Eisbad o.B., Kurvenbeispiele

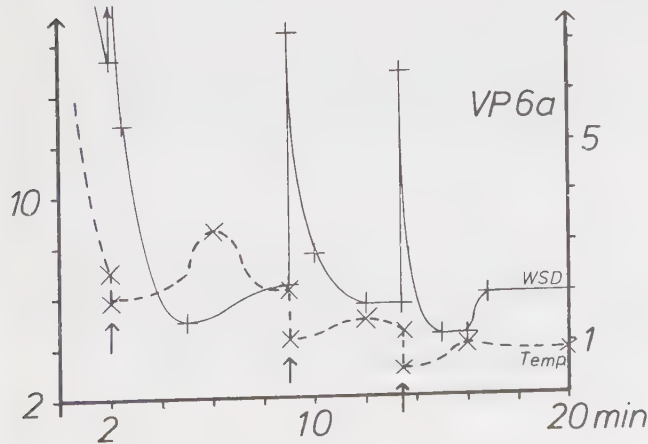
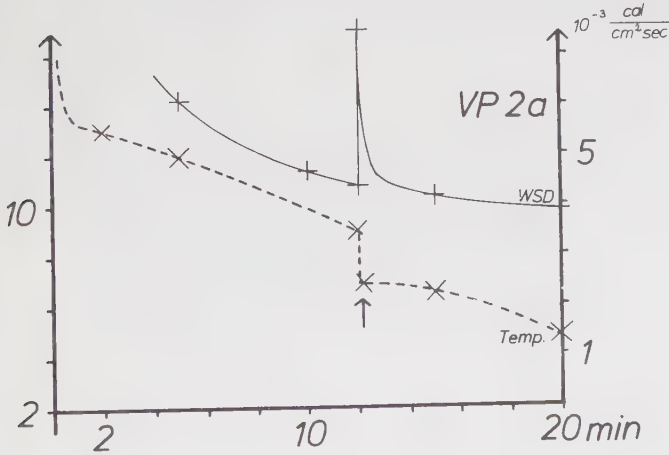
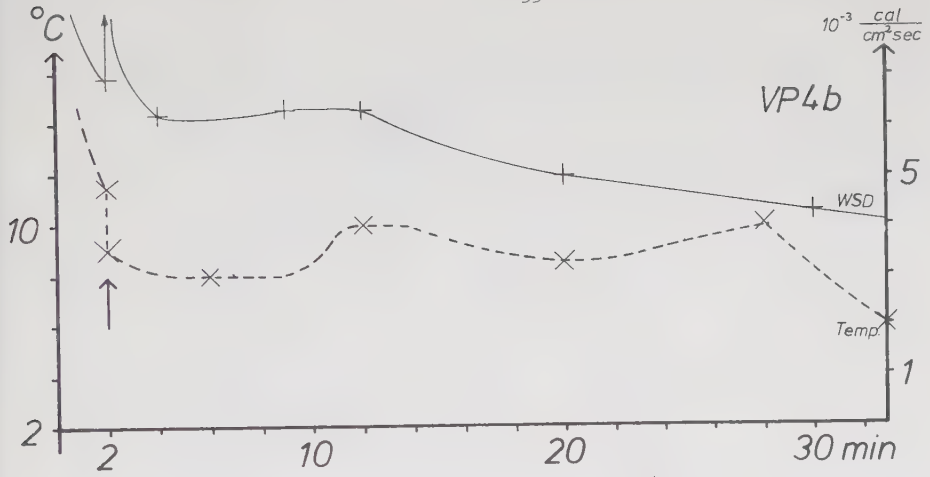


Abb. 26 Eisbad m.B.,
Kurvenbeispiele

VP 2 a und zwei weiteren Probanden (VP 7 a, VP 6 c) nicht zu beobachten. Der Temperaturabfall und der WSD-Peak werden nach einigen Minuten so kompensiert, daß der weitere Verlauf durchaus als Fortsetzung der Kurven vor der Bewegung aufgefaßt werden kann. Bei VP 6 c und VP 7 a erfolgte die Bewegung 2 bis 3 min nach Versuchsbeginn. Der geringfügige Temperaturanstieg unmittelbar nach der Sprungstelle ist höchstwahrscheinlich das Zeichen für den Wiederaufbau der Wärmehülle, da die WSD kontinuierlich abfällt.

Im dritten Beispiel der Abb. 26 sind bei VP 6 a mehrere Bewegungen in den ersten 20 min vorgenommen worden. Während nach der ersten und dritten Sprungstelle aufgrund der steigenden WSD eine reaktive Hyperämie zu vermuten ist, läßt sich dies für die zweite Bewegung nicht sagen. Ähnlich unberechenbar zeigten sich die Kurven bei VP 4 a, als ebenfalls mehrfach das Eiswasser in Bewegung gebracht worden war.

Temperaturverlauf (Tab. 7)

Aus naheliegenden Gründen ist es nur sinnvoll den Temperaturverlauf solcher Versuche zu vergleichen, bei denen keine Sprungstellen vorliegen. Nach 2 min bereits ist die Armoberfläche im Mittel auf $11,5^{\circ}\text{C}$ abgekühlt (s. auch Abb. 36). Acht Minuten später beträgt die Temperatur 8°C und fällt dann in den folgenden 10 min nur noch auf 6°C . Die Spanne ist zu dieser Zeit mit 6°C immer noch beträchtlich, was dafür spricht, daß die einzelnen Probanden recht unterschiedlich auf das Eisbad reagieren. Die Übertragbarkeit von Reproduzierbarkeitsversuchen liegt mit 1°C bzw. 4°C Differenz jedenfalls deutlich unter der Spanne für alle Versuche o.B.

Die Endtemperatur bei den Versuchen o.B. hängt in gewisser Weise mit der HSD zusammen (Abb. 27). Je dicker die HSD ist, desto tiefer sinkt offensichtlich die Temperatur an der Hautoberfläche. VP 8 ist wegen des ausgeprägten Temperaturmaximums (s. Abb. 25) nicht eingezeichnet; zwei Versuche von VP 5 fallen aus dem angedeuteten Zusammenhang.

Wärmeverlust (Tab. 7)

Der Wert der WSD nach genau 20 min beträgt nur noch etwa 5 % des Spitzenwertes beim Eintauchen. Dieser Mittelwert bezieht sich allerdings nicht auf alle Versuche, da der Peak nicht immer genau bestimmt werden konnte. Dennoch kann man feststellen, daß beim Eisbad der Wärmeverlust durch die primäre Kältekonstriktion der Arteriolen weitgehend eingeschränkt wurde.

	WSI [cal/cm ²]				Temperatur [°C/0,1 mV]				WSD [10 ⁻³ cal/cm ² sec]		r.T. a.	% von 0 min
	1.-5. min	6.-10. min	11.-15. min	16.-20. min	1.-20. min	2 min	10 min	20 min	0 min	20 min		
VP 1	1,31	0,64	0,48	0,36	2,79	9 ⁰ /4,9	6 ⁰ /6,2	4 ⁰ /6,8	36,4	1,2	+	3,3
VP 2 a	1,94	1,03	0,80	0,69	4,46	14 ⁰ /2,9	11 ⁰ /4,2	9 ⁰ /4,9	40,4	2,3	+	5,7
VP 3 a	1,95	1,18	0,92	0,50	4,60	8,5 ⁰ /5,1	5 ⁰ /6,6	3,5 ⁰ /7,2	40,4	2,3	+	5,7
b	2,04	1,21	0,85	0,66	4,76	10,5 ⁰ /4,4	6 ⁰ /6,1	5 ⁰ /6,6	36,4	1,9	+	5,2
VP 5 a	1,54	0,61	0,42	0,42	2,98	9,5 ⁰ /4,7	6 ⁰ /6,1	4 ⁰ /6,9	29,4	1,8	+	6,1
b	1,77	0,58	0,44	0,29	3,08	15,5 ⁰ /2,5	10 ⁰ /4,4	9 ⁰ /4,9	-	-	+	-
c	1,28	0,79	0,68	0,58	3,33	13 ⁰ /3,4	6 ⁰ /5,9	4,5 ⁰ /6,7	40,4	1,9	+	4,7
VP 6 b	1,58	0,69	0,44	0,35	3,06	14 ⁰ /3,0	10 ⁰ /4,5	8 ⁰ /5,3	36,4	1,5	+	4,1
VP 7 b	1,90	0,72	0,57	0,49	3,57	11 ⁰ /4,2	7,5 ⁰ /5,5	8 ⁰ /5,4	-	-	+	-
VP 8	1,10	0,47	0,29	0,18	2,04	9,5 ⁰ /4,7	10 ⁰ /4,5	8 ⁰ /5,4	36,4	0,5	-	1,4
MW	1,64	0,79	0,52	0,45	3,41	11,5 ⁰ /4,0	8 ⁰ /5,3	6,5 ⁰ /5,9				5
Sp	57,3%	93,7%	121,2%	13,3%	79,8%							

Versuche
ohne Bewegung

r.T.a. = regelmäßiger
Temperaturabfall

Versuche
mit Bewegung

VP 2 a	1,88	1,33	1,17	1,09	5,46	-
VP 4 a	1,24	0,88	0,88	0,58	3,57	64,0%
b	2,15	1,67	1,54	1,47	6,93	
VP 6 a	1,90	0,56	0,57	0,49	3,52	10,8%
c	1,80	1,23	0,42	0,42	3,16	
VP 7 a	2,00	1,10	0,84	0,60	4,54	-
MW	1,83	1,01	0,92	0,78	4,53	37,4%
Sp	49,7%	76,2%	132,6%	134,6%	83,2%	

Tab. 7 Eisbad, Meßwerte

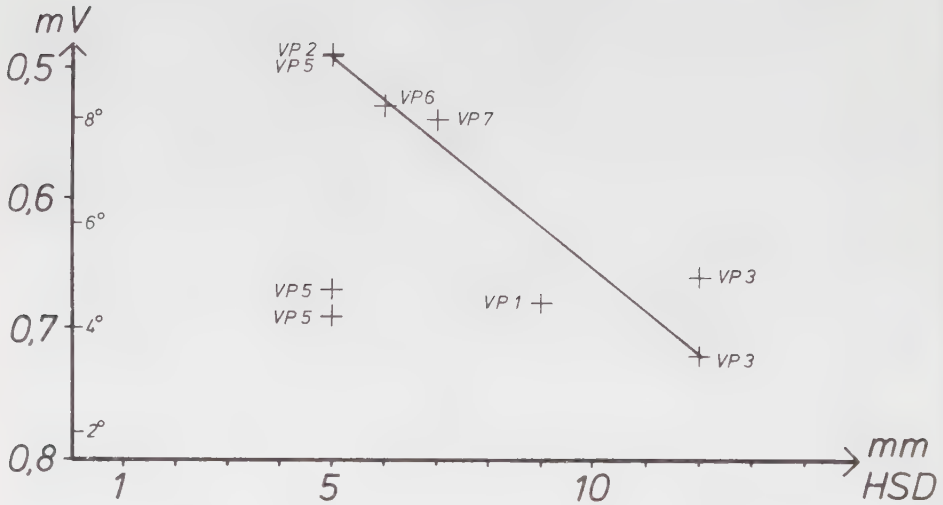


Abb. 27 Eisbad o.B., Endtemperatur - HSD

Die Zahlenwerte des WSI sind der Tab. 7 zu entnehmen. Es zeigt sich, daß bei den Eisbädern o.B. mit $3,4 \text{ cal/cm}^2$ ein wesentlich geringerer Wärmeverlust über 20 min eingetreten ist als bei den Versuchen m.B. ($4,5 \text{ cal/cm}^2$). Dies läßt sich mit dem geringeren Temperaturgradienten von der Haut zur Hülle mit leicht angewärmtem Eiswasser um den Arm begründen. Die Spanne der 5-Minuten-Blöcke und des Gesamt-WSI liegt dabei in der gleichen Größenordnung. Bei den je zwei Reproduzierbarkeitsversuchen deutet sich jedoch bei den Versuchen o.B. ein günstigeres Ergebnis an. Schließlich ließ sich bei den Versuchen m.B. kein Parameter für die Spanne von WSI und Temperatur finden, was unsere Einteilung der Versuchsergebnisse in zwei Gruppen rechtfertigte. Eine weitere quantitative Betrachtung von Eisbädern mit Bewegung wäre nur nach einer Standardisierung des Versuchsablaufes möglich. Wenigstens andeutungsweise läßt sich beim Eisbad o.B. ein Zusammenhang des Gesamt-WSI von 20 min mit der HSD finden (Abb. 28), wobei der Wärmeverlust mit geringerer HSD offensichtlich steigt. Lediglich VP 3 läßt sich mit beiden Versuchen nicht in diesen Zusammenhang einordnen.

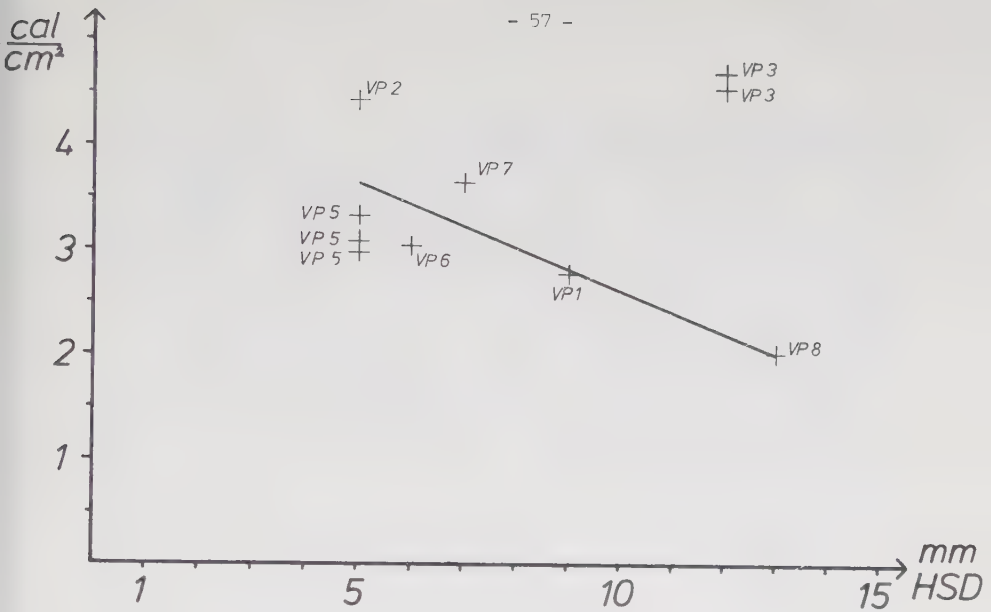


Abb. 28 Eisbad o.B., WSI (20 min) - HSD

Überprüft man wiederum die Charakteristik des Abfalls der 5-Minuten-Blöcke (Tab. 8) von je zwei Wiederholungsversuchen, so ist beim Eisbad o.B. noch in einem von zwei Fällen eine brauchbare Übereinstimmung zu finden (VP 3). Dagegen ist der Unterschied der Abnahmecharakteristik bei den Versuchen m.B. wegen des ungleichen Versuchsablaufes wesentlich deutlicher.

	1.-5.	6.-10.	11.-15.	16.-20.	min
VP 3	100 %	61 %	47 %	26 %	
		59 %	42 %	32 %	
VP 5	100 %	40 %	27 %	19 %	
		33 %	29 %	16 %	
		62 %	53 %	45 %	
					o.B.

VP 4	100 %	71 %	71 %	47 %	
		78 %	75 %	68 %	
VP 6	100 %	29 %	30 %	26 %	
		68 %	23 %	23 %	
					m.B.

Tab. 8 Eisbad, WSI - Abnahmecharakteristik

Armbewegungen nach Ende des Vergleichszeitraumes

Nach dem zwanzigminütigen Abkühlungsintervall ließen wir bei acht Versuchen noch ein einmaliges Schwenken des Armes im Eiswasser durchführen, zu einer Zeit also, da die Hautoberflächentemperatur schon einen stationären Zustand erreicht hatte. In Tab. 9 sind die entsprechenden Beobachtungen festgehalten:

1. Der Zeitpunkt nach Versuchsbeginn, bei dem die Bewegung stattfand,
2. die unmittelbare Reaktion der Temperaturkurve,
3. die Tendenz der Temperaturkurve in den folgenden Minuten,
4. die WSD - Erhöhung.

	Zeit d. Beweg.	ΔT	weit. Tend.	WSD - Erh.
VP 2 b	22 min	- 2,5 ⁰	Kompensation	-
VP 5 a	22 min	- 1 ⁰	Kompensation	-
VP 5 b	27 min	- 3 ⁰	Kompensation	-
VP 6 c	23 min	- 3 ⁰	Kompensation	-
VP 7 b	22 min	- 2 ⁰	Kompensation	-
VP 8	22 min	- 3 ⁰	Kompensation	+
VP 3 b	23 min	$\pm 0^0$	$\pm 0^0$	-
VP 5 c	25 min	$\pm 0^0$	Temp.erh.(!)	+

Tab. 9 Bewegungen des Armes im Wasser nach Versuchsende

Aus Rücksicht auf die Probanden konnte die Reaktion auf dieses Schwenken des Armes nicht mehr ganz abgewartet werden, so daß nur eine Tendenz angegeben werden kann. Es deutet sich aber an, daß eine reaktive Hyperämie in den ersten Minuten nach dem Eintauchen leichter zu erzielen ist (vgl. Abb. 26). Etwa 20 min später konnten wir nur noch in 25 % der Versuche eine derartige Gefäßreaktion beobachten. In den meisten Fällen spricht alles dafür, daß die nachfolgende Kompensation einem Wiederaufbau der Wärmehülle entspricht. Ferner zeigt sich, daß Personen mit relativ hoher Hautoberflächentemperatur bei 20 min (vgl. Tab. 7) einen deutlicheren Temperatursprung aufweisen, als dies bei einem stärker abgekühlten Arm der Fall ist.

9 Eisabtupfversuche

9.1 Planung des Versuchsablaufes

Eisabtupfungen werden in der täglichen Praxis so vorgenommen, daß man - je nach Größe des zu behandelnden Bezirks - gestoßenes Eis entweder in den Finger eines Einmalhandschuhs oder in einen Kunststoffbeutel gibt. Wesentlich seltener wird mit einem größeren Stück Eis ohne Kunststoffzwischen-schicht abgetupft. Wie in der Einführung zum praktischen Teil dieser Arbeit schon angedeutet, mußten wir manchmal gewisse Abänderungen des Versuchsablaufes vornehmen, um reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten.

Wir entschlossen uns, mit einem Stück Eis abzutupfen, das etwa so groß sein sollte wie der kreisrunde Teil der Meßfolie, ohne eine trennende Schicht dazwischenzulegen. Wir erhielten ein solches Eisstück, indem wir einen Plastiktrinkbecher mit Wasser im Kühlschrank einfrieren ließen. Dieses Eisstück lag in optimaler Weise dem Unterarm und somit sämtlichen Meßpunkten auf, so daß wir eine gute Übertragbarkeit der Meßergebnisse erwarten durften.

In den Vorversuchen galt es nun wieder, einen geeigneten Versuchsablauf zu finden, wobei von vornherein geplant war, definierte Intervalle von Eiskontakt und Wiedererwärmung einzuführen. Wir wollten eine lange und eine kurze Abtupfdauer (= Eiskontakt) kombinieren mit langer und kurzer Zwischenzeit und diese vier Versuche an einer Gruppe von drei Personen durchführen. Danach sollte eine zweite Versuchsreihe folgen, in der eine dieser vier Abtupfungsarten an einem größeren Kollektiv stattfinden sollte.

Bei den Vorversuchen stellte sich heraus, daß eine kürzere Kontaktzeit als 20 sec auch bei schnellstmöglichem Papiervorschub (s.S. 14) nicht sinnvoll war, da noch kein auch nur annähernd stationärer Zustand erreicht war. Außerdem wäre eine Ausmessung sehr kleiner Flächen für das WSI mit dem Planimeter zu ungenau geworden. Auf der anderen Seite sollte der Eiskontakt aber auch nicht länger als 40 sec dauern, da bis zu diesem Zeitpunkt sich sowohl Temperatur wie auch WSD auf einen Endwert eingestellt hatten. Eine Abtupfungsdauer von 40 sec war auch deshalb sehr geeignet, weil sich mit diesem Intervall zwei 20-Sekunden-Intervalle gut vergleichen ließen. Bei der Wahl der Zwischenzeiten unterlagen wir keinen Sachzwängen; für unsere Zwecke schien eine kurze Wiedererwärmungszeit von 10 sec und eine lange von 30 sec geeignet zu

sein. Leider konnten sich für die Versuchsreihe 1 nur VP 2, VP 5 und VP 6 zur Verfügung stellen. Eine breitere Auffächerung in Bezug auf die HSD wäre wünschenswert gewesen.

Nach Festlegung des Intervalls galt es noch die Gesamtversuchszeit festzulegen. Hier mußte einerseits von einer gleichlangen Gesamtzeit des E i s k o n t a k t e s ausgegangen werden. Zusätzlich sollte aber auch eine Vergleichsmöglichkeit mit den anderen Applikationsformen gegeben sein. Wir entschlossen uns zu 16 Abtupfungen mit 20 sec Eiskontakt und zu 8 Abtupfungen mit 40 sec Eiskontakt. Dies ergibt für alle Kombinationen eine Gesamtabkühlungszeit von 5 min 20 sec. Sie läßt sich unschwer auf genau 5 min übertragen, so daß eine Vergleichsmöglichkeit mit dem ersten 5-Minuten-Block des WSI der anderen Kälteversuche möglich war.

9.2 Durchführung der Auswertung

Da eine Integration der WSD von allen 16 bzw. 8 Abtupfungen pro Versuch sehr mühsam gewesen wäre, bestimmten wir bei Versuchen mit 20 sec Eiskontakt nur die 1., 2., 9., 10., 15. und 16. Abtupfung und analog bei Versuchen mit 40 sec Eiskontakt die 1., 5. und 8. Abtupfung. Für den Vergleich der vier Kombinationen (Versuchsreihe 1) genügten uns diese Werte, da so eine Vergleichsmöglichkeit vom Anfang, etwa der Mitte und dem Ende des Versuchsablaufes vorlag. Für die Versuchsreihe 2 dagegen mußte das Gesamt-WSI für 5 min Eiskontakt bestimmt werden. Dazu zeichneten wir die ausgemessenen Blöcke des WSI auf und verbanden die Werte zu einer Kurve (s. Abb. 29), was den tatsächlichen Verhältnissen durchaus entsprach, da die einzelnen Kurven mit der WSD sehr regelmäßig abfielen. Durch Ausmessen (wie das in Abb. 29 bei der 3. Abtupfung geschehen ist) und Addieren erhält man dann das Gesamt-WSI.

Der Verlauf der Temperatur wurde anhand der Meßwerte am Ende der 1. (2.), 5. (10.) und 8. (16.) Abtupfung bei einem Eiskontakt von 40 sec (20 sec) verglichen. Da wir bei den Abtupfungen im Gegensatz zu den anderen Abkühlungsarten genau definierte Intervalle haben, ist hier auch ein Vergleich der Wiedererwärmung möglich. In den Tabellen 10 und 11 ist der Temperaturunterschied zwischen der tiefsten Abkühlung und dem höchsten Wert der anschließenden Wiedererwärmung angegeben (s. Abb. 30, Pfeil). Wir ermittelten die Werte für die Wiedererwärmung

nach der ersten und vor der letzten Abtupfung. Selbstverständlich ist es hier nur sinnvoll, die Wertepaare von gleichlangen Zwischenzeiten zu vergleichen.

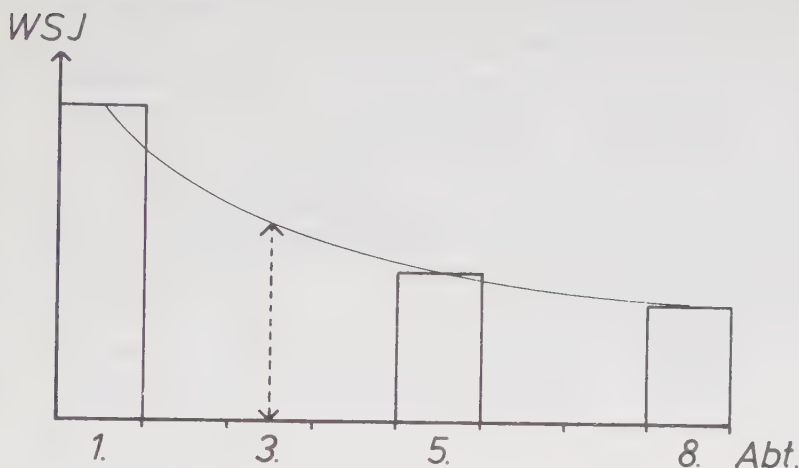


Abb. 29 Bestimmung des Gesamt - WSI bei Eisabtupfungen

9.3 Diskussion des Kurvenverlaufes

Die Meßprotokolle von WSD und Temperatur verhalten sich bei allen Abtupfungsversuchen so ähnlich, daß die qualitative Darstellung von Abb. 30 auf alle Intervalle übertragen werden kann. Die WSD schießt unmittelbar nach der ersten Eisberührung nach oben bis zu einem Maximum und verringert sich sogleich wieder stark, mit zunehmender Dauer der Abtupfung dann immer geringer. Nach Abnehmen des Eisstücks fällt die WSD sprunghaft bis zu einem (positiven) Wert nahe Null. Im Verlauf des Versuches werden in den Zwischenzeiten dann auch negative Werte erreicht. Das bedeutet, daß die Hautoberfläche schon so weit abgekühlt ist, daß der Wärmestrom nun von der umgebenden Luft zur Haut gerichtet ist. Die gestrichelten Linien zeigen den stetigen Abfall der Spitzenwerte sowie der Endwerte der WSD unmittelbar vor Wegnahme bzw. Auflegen des Eisstücks an. Es wird deutlich, daß sie mit zunehmender Dauer des Versuches einen stationären Zustand anstreben.

Der im gleichen Zeitmaßstab darunter gezeichnete Verlauf der Temperatur läßt erkennen, daß nach Eiskontakt die Temperatur anfangs sprunghaft, dann immer langsamer sinkt, wobei je nach Abtupfungsdauer mehr

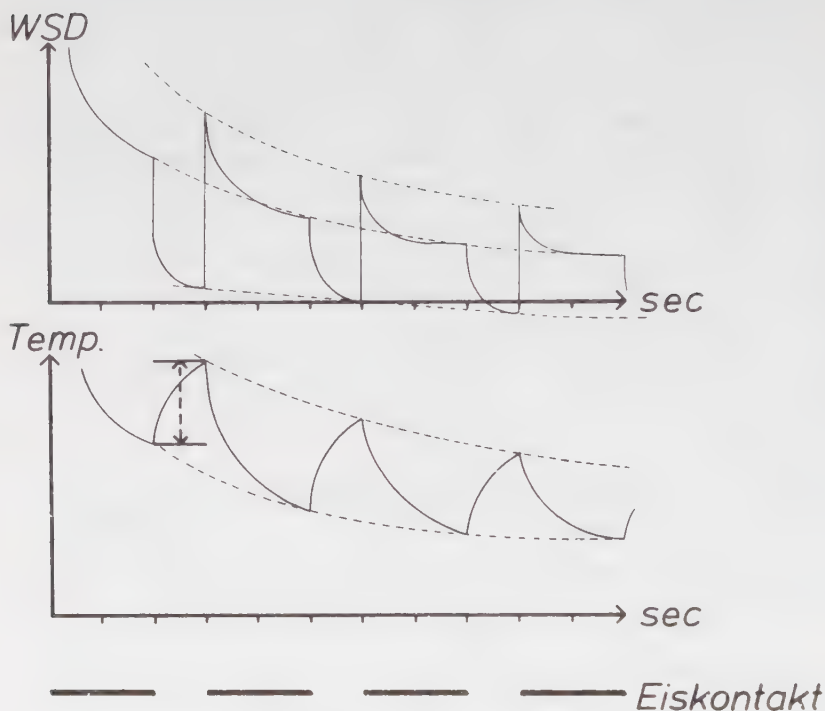


Abb. 30 Kurvenverlauf bei der Eisabtupfung

oder weniger ein Plateauwert erreicht wird. In der Zwischenzeit erwärmt sich die Hautoberfläche anfangs schnell, dann zunehmend langsamer. Je länger der Versuch dauert, desto geringer ist die Erwärmung in der Zwischenzeit, worauf die beiden oberen konvergierenden gestrichelten Linien hindeuten. Auch bei der Temperatur bahnt sich mit der Zeit ein stationärer Zustand an. Bei allen Eisabtupfungsversuchen haben sich keinerlei Unregelmäßigkeiten im Verlauf der beiden Kurven feststellen lassen, die auf Durchblutungsreaktionen hingedeutet hätten. Wie wir gesehen haben, trat ein solcher Effekt immer erst nach frühestens 8 min ununterbrochener Abkühlung auf (z.B. beim Eisbad).

9.4 Auswertung der Versuchsreihe 1

Die Tabelle 10 enthält das Zahlenmaterial für die Versuchsreihe 1. Die Mittelwerte der Temperaturen sind in Abb. 31 dargestellt. Die Spanne von den vier Abtupfungsarten beträgt bei allen drei Versuchspunkten nur $0,5^{\circ}\text{C}$. Da bei drei Wiederholungsversuchen zweimal eine Spanne von 1°C und einmal $0,5^{\circ}\text{C}$ gemessen wurden, läßt sich dieses Diagramm kaum interpretieren. Es deutet sich aber an, daß (bei gleichlanger Gesamtzeit des Eiskontaktes) mit einer kürzeren Zwischenzeit eine tiefere Hauttemperatur am Unterarm erreicht wird, als bei längeren Zwischenzeiten. Außerdem kann man vermuten, daß die Abtupfungsart 20/10, die der Behandlung in der Praxis am ehesten entspricht, die rascheste Abkühlung zur Folge hat.

Über die Wiedererwärmung vor der letzten Abtupfung läßt sich sagen, daß bei kurzer Zwischenzeit kein deutlicher Unterschied zwischen 20/10 und 40/10 vorliegt (s. Tab. 10). Dagegen ist bei der längeren Zwischenzeit festzustellen, daß bei kurzem aber mehrmaligen Abtupfen (20/30) die Abkühlung offensichtlich nachhaltiger ist, als beim Versuch 40/30.

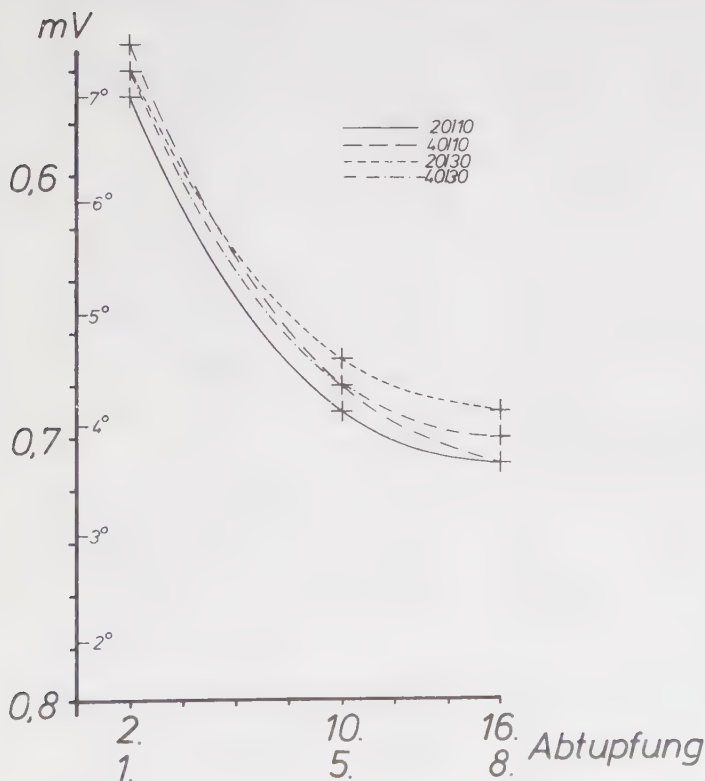


Abb. 31 Eisabtupfung, Temperaturverlauf

	WSI				[cal / cm ²]				Rep.	Temperatur [°C / 0,1 mV]				Wiedererwärmung [0,1 mV]	
	1. A.	2. A.	WSI		9. A.	10. A.	15. A.	16. A.		2. A.	10. A.	16. A.		n. 1. A.	v. 16. A.
VP 2	0,53	0,32	0,85		0,17	0,15	0,32	0,15		1,47	6 ⁰ /6,0	4 ⁰ /6,9	3 ⁰ /7,3	3,2	2,1
VP 5	0,58	0,38	0,96		0,20	0,19	0,39	0,16		1,67	7 ⁰ /5,7	4 ⁰ /7,0	4 ⁰ /7,0	3,6	2,2
VP 6 a	0,56	0,34	0,90		0,22	0,26	0,48	0,19		1,77	7 ⁰ /5,8	4 ⁰ /7,0	3 ⁰ /7,3	3,9	1,9
b	0,46	0,29	0,75		0,17	0,16	0,33	0,12		1,31	9 ⁰ /5,0	4,5 ⁰ /6,7	4 ⁰ /6,9	3,7	1,5
MW	0,54	0,34	0,88		0,19	0,18	0,37	0,15		1,56	7 ⁰ /5,7	4 ⁰ /6,9	3,5 ⁰ /7,1		2,0
Sp			23,8%				45,9%			29,3%					
VP 2	0,47	0,27	0,75		0,19	0,18	0,37	0,17		1,45	7 ⁰ /5,7	4,5 ⁰ /6,7	4 ⁰ /6,9	4,7	2,3
VP 5	0,47	0,38	0,85		0,27	0,27	0,54	0,26		1,91	7 ⁰ /5,7	4 ⁰ /6,8	4 ⁰ /6,9	5,0	3,3
VP 6	0,54	0,42	0,96		0,29	0,31	0,61	0,27		2,11	7,5 ⁰ /5,5	4 ⁰ /6,6	4,5 ⁰ /6,8	5,2	3,4
MW	0,49	0,36	0,85		0,25	0,25	0,51	0,23		1,82	7,5 ⁰ /5,6	4,5 ⁰ /6,7	4 ⁰ /6,9		3,0
Sp			24,7 %				47,1%			36,2 %					
VP 2 a			0,72				0,27			1,24	7 ⁰ /5,8	4 ⁰ /6,8	3,5 ⁰ /7,1	3,2	2,1
b			0,66				0,27			1,15	6,5 ⁰ /5,9	4 ⁰ /7,0	3 ⁰ /7,3	3,2	2,1
VP 5 a			0,78				0,36			1,45	7 ⁰ /5,8	4 ⁰ /7,0	3 ⁰ /7,3	3,5	2,2
b			0,74				0,35			1,39	8 ⁰ /5,4	4,5 ⁰ /6,7	3,5 ⁰ /7,2	2,9	1,6
VP 6			0,83				0,38			1,53	9 ⁰ /4,9	5 ⁰ /6,5	4,5 ⁰ /6,8	2,7	2,2
MW			0,76				0,33			1,38	7,5 ⁰ /5,5	4,5 ⁰ /6,8	3,5 ⁰ /7,1		2,1
Sp			33,3%							27,5%					
VP 2			0,73				0,35			1,39	8 ⁰ /5,2	4,5 ⁰ /6,8	3,5 ⁰ /7,1	4,4	2,6
VP 5			0,83				0,57			1,94	6,5 ⁰ /5,9	4 ⁰ /6,9	3,5 ⁰ /7,1	5,2	3,6
VP 6			0,86				0,54			1,88	7 ⁰ /5,6	5 ⁰ /6,6	4,5 ⁰ /6,8	5,7	5,3
MW			0,81				0,48			1,74	7 ⁰ /5,6	4,5 ⁰ /6,8	4 ⁰ /7,0		3,8
Sp			16,0%				45,8%			37,4 %					

Tab. 10 Eisabstufungen, Versuchsreihe 1, Maßwerte

Bei einem Vergleich des Wärmeverlustes (Abb. 32) zeigt sich deutlich, daß das WSI offensichtlich nicht von der Dauer des einzelnen Eiskontaktes (bei gleicher Gesamtabkühlungszeit), sondern von der Länge der Zwischenzeiten abhängt. Dabei ist bei kurzer Zwischenzeit das WSI geringer als bei langer Zwischenzeit. Dies war zu erwarten, da bei einem längeren Weglassen des Eisstücks der abgekühlte Bezirk sich stärker erwärmen kann, wodurch bei einer neuerlichen Abtupfung der Temperaturgradient und damit das WSI größer ist.

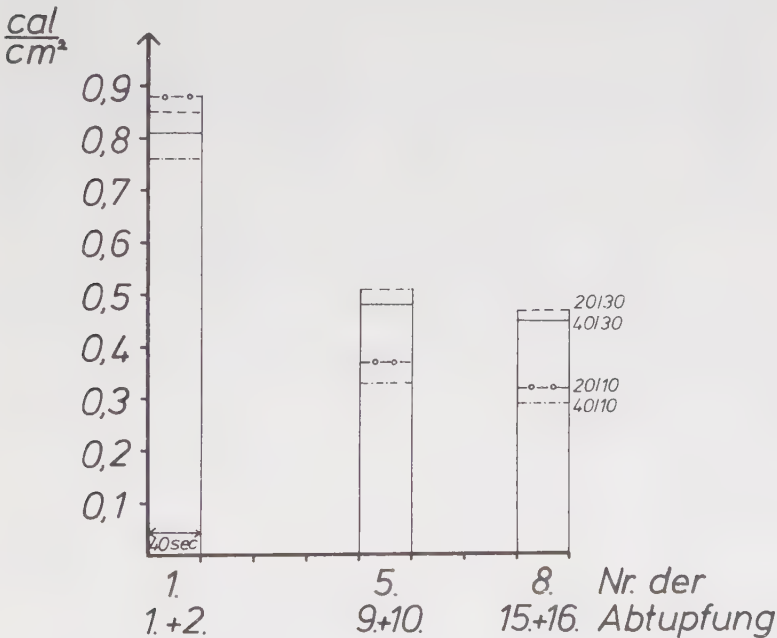


Abb. 32 Eisabtupfung, WSI

Nach dieser ersten Versuchsreihe entschlossen wir uns aus den folgenden Gründen, die Abtupfung 40/10 an einem größeren Kollektiv durchzuführen:

1. Die Reproduzierbarkeit des WSI war bei gleicher Abnahmecharakteristik mit 4,2 % und 7,5 % am besten.
2. Auch die Temperatur stellte sich bei den Wiederholungsversuchen

bis auf 1°C bzw. $0,5^{\circ}\text{C}$ wieder auf den gleichen Wert ein.

3. Aufgrund unserer Erfahrungen bei den anderen Kälteversuchen sollten die Probanden der Versuchsreihe 1 wegen ihrer fast gleichen HSD einen möglichst ähnlichen Wärmeverlust aufweisen. Dies traf für den Versuch 40/10 am besten zu.

9.5 Auswertung der Versuchsreihe 2

Bei dieser Versuchsreihe wurden die Werte von VP 2, VP 5 und VP 6 aus dem ersten Teil übernommen und durch VP 1, VP 4 und VP 8 ergänzt (s. Tab.11).

Bei der Temperatur fällt nicht nur die oben erwähnte gute Reproduzierbarkeit von VP 2 und VP 5 auf, sondern auch die relativ geringe Gesamtspanne von 2°C bis 3°C . Es zeigt sich, daß sich bei der fünften Abtupfung die Hautoberflächentemperatur schon bis auf 1°C der Endtemperatur von 3°C im Mittel genähert hat. In Abb. 33 deutet sich an, daß eine Abhängigkeit dieser Endtemperatur von der HSD vorliegt. Die Probanden mit dickerer HSD kühlten an der Hautoberfläche etwas stärker aus. Dies ist auf die thermische Isolation durch das Fettgewebe zurückzuführen.

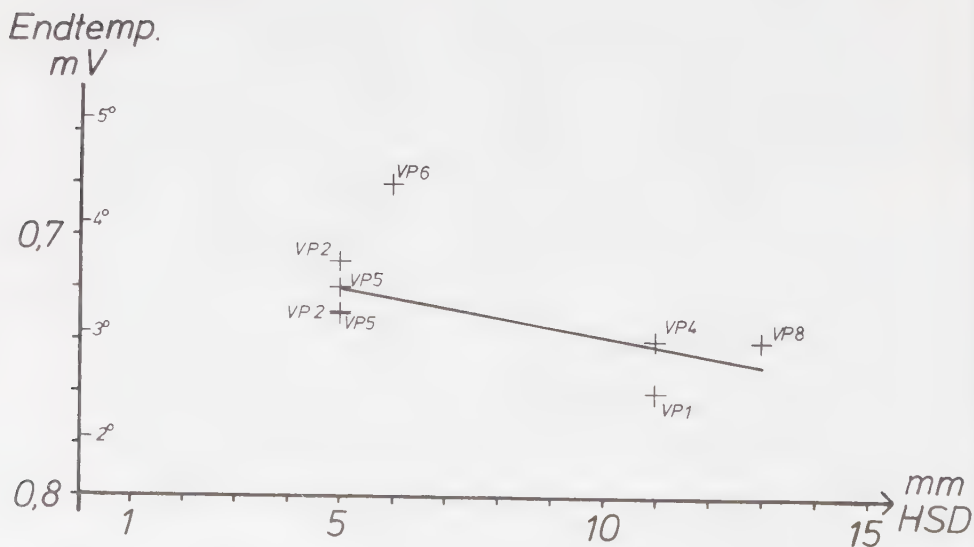


Abb. 33 Eisabtupfung, Versuchsreihe 2, Endtemperatur - HSD

	WSI $\left\{ \text{cal} / \text{cm}^2 \right\}$					Temperatur $\left\{ ^\circ\text{C} / 0,1 \text{ mV} \right\}$			Wiedererw. $\left\{ 0,1 \text{ mV} \right\}$	
	1. A.	5. A.	9. A.	5 min	Rep.	1. A.	5. A.	8. A.	nach 1. A.	vor 8. A.
VP 1	0,69	0,22	0,16	2,4	-	6 ⁰ /6,2	3 ⁰ /7,4	2 ⁰ /7,7	2,6	1,6
VP 2 a	0,72	0,27	0,24	2,8	3,6%	7 ⁰ /5,8	4 ⁰ /6,8	3,5 ⁰ /7,1	3,2	2,1
b	0,66	0,27	0,23	2,7		6,5 ⁰ /5,9	4 ⁰ /7,0	3 ⁰ /7,3	3,2	2,1
VP 4	0,67	0,22	0,19	2,6	-	6 ⁰ /6,0	3 ⁰ /7,3	3 ⁰ /7,4	2,4	1,4
VP 5 a	0,78	0,36	0,31	3,3	3,1%	7 ⁰ /5,8	4 ⁰ /7,0	3 ⁰ /7,3	3,5	2,2
b	0,74	0,35	0,30	3,2		8 ⁰ /5,4	4,5 ⁰ /6,7	3,5 ⁰ /7,2	2,9	1,6
VP 6	0,83	0,38	0,32	3,6	-	9 ⁰ /4,9	5 ⁰ /6,5	4,5 ⁰ /6,8	2,7	2,2
VP 8	0,65	0,23	0,19	2,5	-	6 ⁰ /6,1	3 ⁰ /7,3	3 ⁰ /7,4	2,6	1,7
Mw	0,70	0,28	0,24	2,8	3,4%	7 ⁰ /5,8	4 ⁰ /7,0	3 ⁰ /7,3	7 ⁰ /2,8	4,5 ⁰ /1,8
Sp				42,9%		3 ⁰ /1,3	2 ⁰ /0,9	2,5 ⁰ /1,1		

Tab. 11 Eisabtupfung, Versuchsreihe 2 (40/10), Meßwerte

Auch die Wiedererwärmung wurde anhand des größeren Probandenkollektivs nochmals untersucht. In Abb. 34 ist in einem Diagramm der Zusammenhang der Wiedererwärmung in mV Thermospannung mit der HSD eingetragen. Die gestrichelte Linie trennt dabei die Wiedererwärmung nach der ersten Abtupfung von der (daruntergelegenen) Wiedererwärmung vor dem letzten Eiskontakt. Hier ist noch einmal, wie schon in Abb. 30 angedeutet, zu erkennen, daß mit zunehmender Versuchsdauer der Temperaturanstieg zwischen zwei Abtupfungen geringer wird (von 7⁰ C auf 4,5⁰ C). Die Haut über einer dickeren Fettschicht erwärmt sich - zumindest während der ersten 10 sec - nicht so schnell wie bei Versuchspersonen mit dünner HSD. Die beiden Wiederholungsversuche zeigten im Fall von VP 2 eine vollkommene Übereinstimmung, während bei VP 6 eine Schwankungsbreite der Wiedererwärmung von 32 % vorlag.

Über das Verhältnis des ersten Spitzenwertes der WSD zum letzten Plateauwert vor Ende des Versuches kann man keine genaue Aussage machen, da wir bei den Eisabtupfungen den Meßbereich so wählen mußten, daß der erste Peak etwas außerhalb unseres Meßbereiches lag. Auf jeden Fall aber beträgt die WSD bei Versuchsende weniger als 15 % des Ausschlages

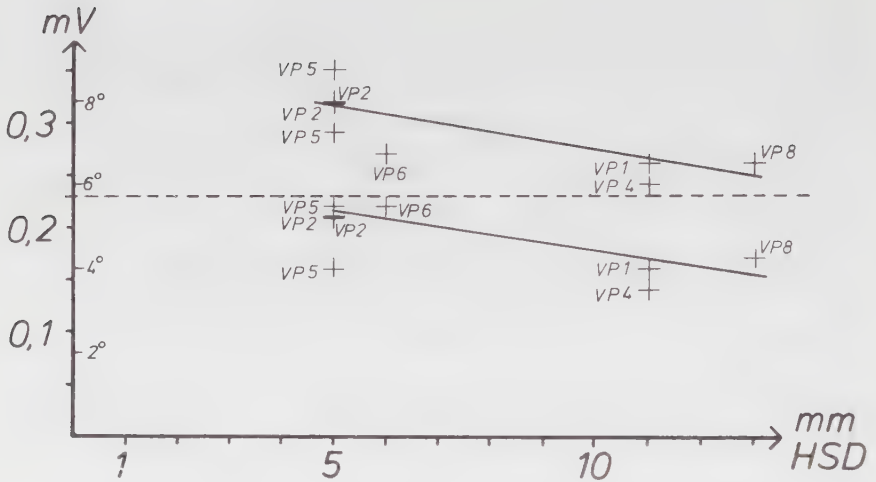


Abb. 34 Eisabtupfung, Versuchsreihe 2, Wiedererwärmung - HSD

bei der ersten Eisberührung. Durch die auf S. 60 erwähnte Methode der Bestimmung des Gesamt-WSI errechneten wir einen Wärmeverlust von $2,8 \text{ cal/cm}^2$ bei einem Eiskontakt von 5 min. Die Spanne von 42,9 % läßt sich wieder auf den in Abb. 35 dargestellten Zusammenhang mit der HSD zurückführen.

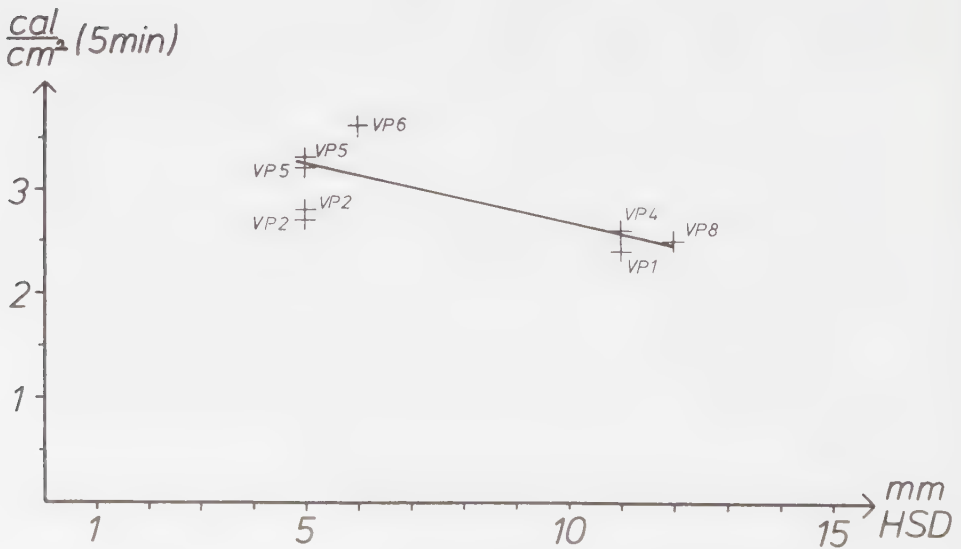


Abb. 35 Eisabtupfung, Versuchsreihe 2, WSI (5 min) - HSD

Auch hier war bei dicker HSD der Wärmeverlust geringer. Wie schon bei der Versuchsreihe mit dem Eisbeutel fällt hier auf, daß alle weiblichen Versuchspersonen einen geringeren Wärmeverlust aufweisen als die beiden männlichen Versuchspersonen VP 5 und VP 6.

10 Diskussion der Ergebnisse

10.1 Temperatur und WSI

Im folgenden Abschnitt sollen einige Vergleiche zwischen den Therapieformen gezogen werden. Daß es sich um keine allgemein gültigen Aussagen handeln kann, wurde schon in der Einführung erwähnt (s.S. 9). Dennoch ist der Vergleich der Mittelwerte des Temperaturverlaufs recht aufschlußreich (Abb. 36). Für alle Kältebehandlungen war bis Versuchsende im Mittel ein stationärer Zustand eingetreten, was unsere Festlegung der Versuchsdauer auf 20 min rechtfertigt.

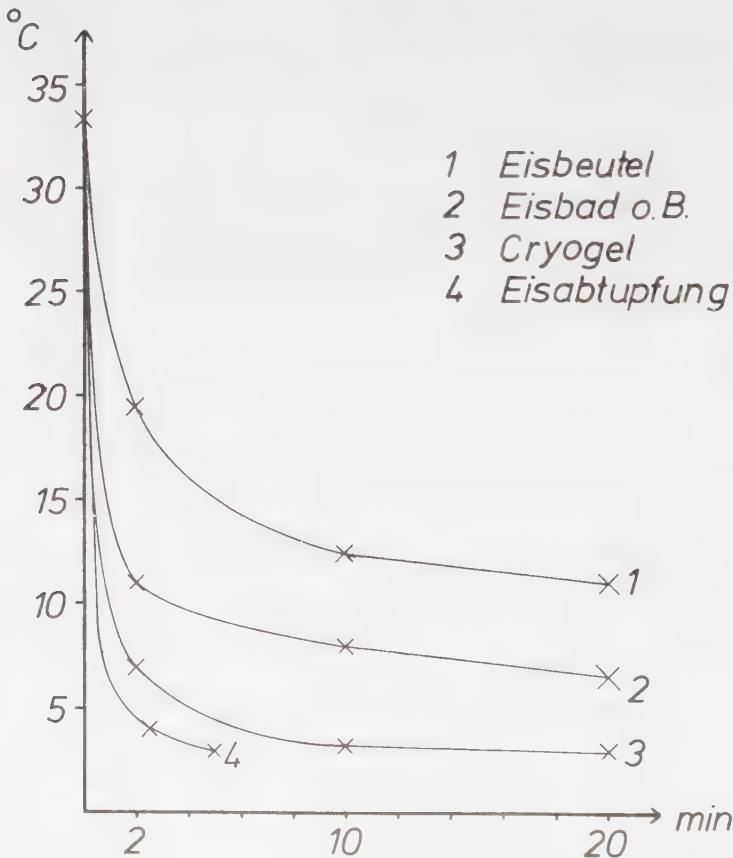


Abb. 36 Temperaturverlauf an der Hautoberfläche bei den einzelnen Applikationsarten

Am tiefsten und raschesten kühlte die Haut bei der Eisabtpfung aus (3°C nach nur 5 min Eiskontakt). Nur bei Cryogel konnte noch eine ähnlich intensive Wirkung beobachtet werden (3°C nach 20 min). Einen deutlich geringeren Temperaturverlust an der Hautoberfläche erzielten wir mit dem Eisbad o.B. ($6,5^{\circ}\text{C}$), obwohl hier der gesamte Unterarm der Kälte ausgesetzt war. Mit dem Eisbeutel konnten wir nur auf durchschnittlich 11°C abkühlen. Daß dies nicht auf den Wärmewiderstand des Gummis bzw. auf die leicht strukturierte Oberfläche des Beutels zurückzuführen ist, wird erst klar, wenn wir unten das WSI diskutieren.

Dieses Meßergebnis steht in krassem Widerspruch zur Aussage LAQUEURs (10), wonach bei Behandlungen mit dem Eisbeutel die Gefahr von Hautnekrosen bestehe. Die Aussage KOPPELMANNs (8) dagegen, wonach mit dem Eisbad Hauttemperaturen zwischen 8°C und 6°C erreicht werden, deckt sich in etwa mit den eigenen Beobachtungen. Während LANGE (9) die Temperatur des Eisbeutels mit $-1,5^{\circ}\text{C}$ und die des Eiswassers mit $1,0^{\circ}\text{C}$ angibt, lagen unsere Werte um $2,5^{\circ}\text{C}$ bzw. 2°C höher. Weitere Zahlenvergleiche konnten aus Literaturangaben nicht gezogen werden.

In Abb. 37 ist das WSI von 20 min Versuchsdauer aufgetragen. Cryogel entzieht offenbar am meisten Wärme, was nicht weiter verwunderlich ist, da die Packung beim Auflegen eine Temperatur von -17°C bei guter Kältespeicherung hat. Es überrascht auch nicht weiter, daß das Eisbad, bezogen auf die Flächeneinheit, weniger Wärme entzieht. Dadurch nämlich, daß der ganze Unterarm sich im Eiswasser befindet, kühlt das abströmende venöse Blut das arterielle schon vor, noch ehe es an den Ort der Kälteeinwirkung gelangt ist (= Gegenstromprinzip). Auf diese Weise werden weniger Wärmeäquivalente antransportiert als bei kleinflächigen Abkühlungen. Der höhere Wärmeverlust beim Eisbad mit Bewegung ist vor allem auf die Zerstörung der isolierenden Wärmehülle zurückzuführen, wodurch der Temperaturgradient zwischen Haut und Wasser sprunghaft steigt. Da beim Eisbad mit unbeabsichtigten Bewegungen derart schlecht reproduzierbare Meßergebnisse ermittelt wurden, konnten wir diese Versuche nicht zum direkten Vergleich heranziehen.

Die Tatsache, daß der Eisbeutel einen um 23 % höheren Wärmeverlust pro Flächeneinheit als das Eisbad o.B. aufweist, ist die eigentlich überraschende Beobachtung von Abb. 37. Mit diesem hohen WSI nämlich ist die Überlegung, daß die hohe Hauttemperatur auf die isolierende Gummimembran zurückzuführen ist, gegenstandslos geworden. Mehrere Gründe sprechen dafür, daß als Ursache eine verspätete, verminderte oder fehlende Arte-

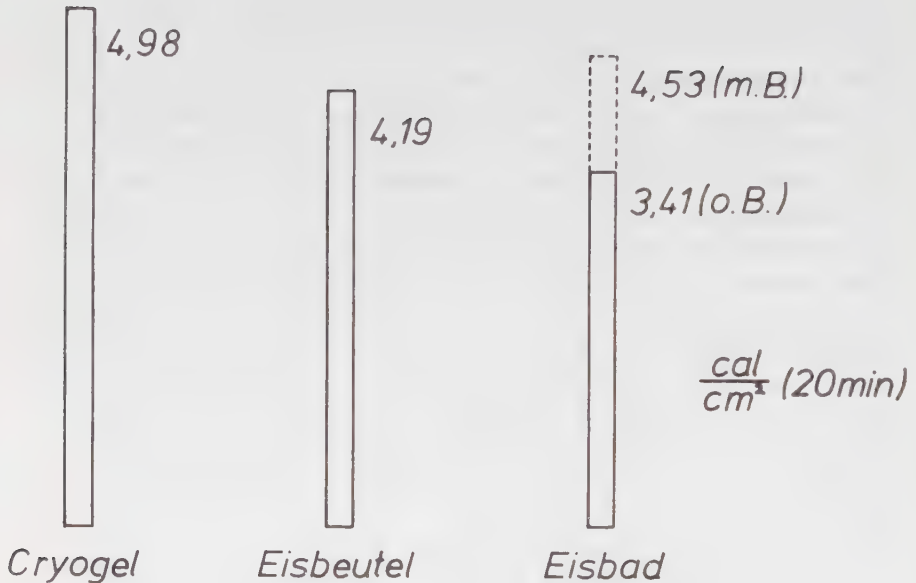


Abb. 37 Vergleich der Wärmestromintegrale (= Wärmeentzug)

riolenkonstriktion in Frage kommt. Zum einen ist dies das Phänomen, das wir in Abb. 21 bei VP 6 a als späten Gefäßverschluß deuteten (s.S. 43). Das zweite Indiz ist die hohe Endtemperatur (Abb. 36), die auf eine gute Blutversorgung hindeutet. In Abb. 38 schließlich wird aus den zusammengezählten 5-Minuten-Blöcken deutlich, daß das hohe Gesamt-WSI beim Eisbeutel durch den gleichmäßigen Wärmeverlust über 20 min zustande kommt. Dies weist eben wieder auf die verminderte Gefäßreaktion hin. Im Gegensatz dazu flacht sich das WSI bei Cryogel und Eisbad o.B. im Verlauf der 20 min wesentlich stärker ab. Offensichtlich ist bei diesen Applikationsformen der anfängliche Kältereiz stark genug, um den bekannten Regulationsmechanismus auszulösen. Beim Eisbad o.B. spielt sicher noch das erwähnte Gegenstromprinzip eine Rolle.

Für die ersten 5 min ist bei der Eisabtupfung der weitaus höchste Wärmeverlust festzustellen. Dieser Wert gilt allerdings nur für 5 min Eiskontakt. Dabei sind die Zwischenzeiten (7×10 sec), in der sich das Gewebe wieder aufwärmen konnte, nicht berücksichtigt. Auch wenn aus diesem Grunde die Zahlenwerte nur bedingt verglichen werden können, steht

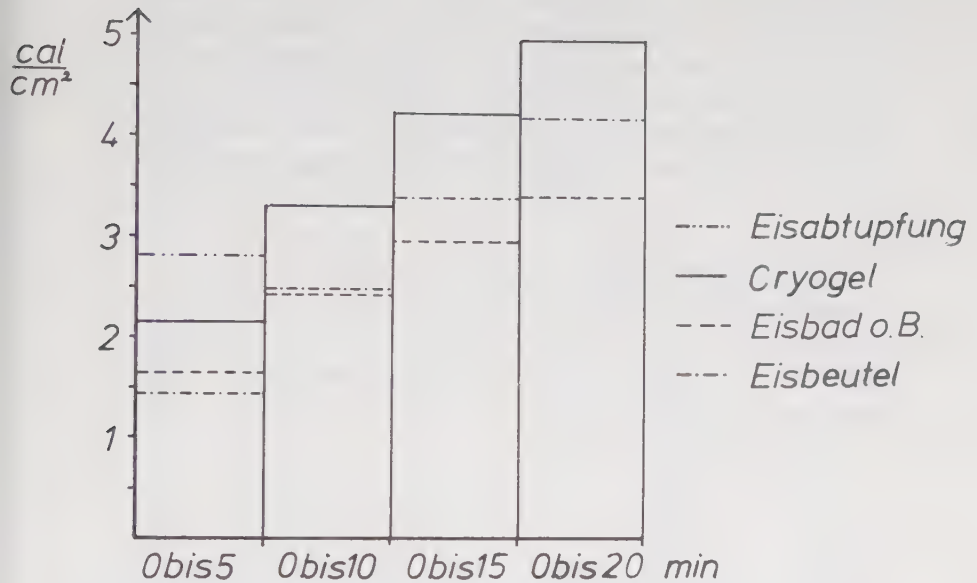


Abb. 38 Vergleich der aufgegliederten Wärmestromintegrale

fest, daß bei der Eisabtupfung in den ersten 5 min *z u m i n d e s t* ebensoviel Wärme entzogen wird wie bei Cryogel. Ganz offensichtlich ermöglicht ein starkes Schwanken der Gewebstemperatur, wie es bei der Abtupftechnik der Fall ist, einen vergleichsweise sehr intensiven Wärmeentzug. In diesem Zusammenhang wäre es sicher lohnend zu untersuchen, ob ein solcher Effekt auch bei normierten Tauchbädern im Vergleich zum Eisbad o.B. festzustellen ist.

Aus diesen Meßergebnissen lassen sich für die praktische Anwendung von Kälte einige Folgerungen ziehen. Der Eisbeutel scheint für den längeren aber intensiven Wärmeentzug, bei dem die starke Abkühlung des Gewebes nicht so sehr im Vordergrund steht (z.B. antiphlogistische Therapie),

das Mittel der Wahl zu sein. Da Cryogel höchstens bis zu 30 min Dauer eingesetzt werden kann, eignet es sich mehr für kürzere aber intensivere Abkühlung (z.B. eines Gelenkes). Kommt es auf sehr raschen Temperaturverlust bei besonders starkem Wärmeentzug an, lassen sich mit der Abtupftechnik die besten Ergebnisse erzielen. Das Eisbad ohne Bewegung zeigt im Gegensatz dazu ein recht ungünstiges Verhältnis von erwünschter Wirkung und Kälteschmerz. Nach unserer Ansicht hat es nur seine Berechtigung, wenn eine ganze Extremität abgekühlt werden soll.

10.2 Effektive Schichtdicke

Teilt man einen 5-Minuten-Block des WSI durch den in dieser Zeit erfolgenden Temperaturabfall ΔT , so erhält man bei einer spezifischen Wärme c von $1 \text{ cal} / \text{g}^{\circ}\text{C}$, die man für das Körpergewebe annehmen kann, die effektive Schichtdicke (eSD).

$$\text{WSI} = \text{eSD} \times c \times \Delta T$$

$$[\text{eSD}] = \text{cal} / \text{cm}^2 : ^{\circ}\text{C} : 1 \text{ cal} / \text{cm}^3 ^{\circ}\text{C} = \text{cm}$$

Die effektive Schichtdicke ist eine fiktive Größe, für die nur Wärmeleitung vorliegt. Sie läßt keinerlei Rückschlüsse auf die tatsächlichen Temperaturverhältnisse in den abgekühlten Gewebsschichten zu. Daher kann man sie nur als vergleichendes Maß für die Tiefenwirkung einer Abkühlung betrachten.

In Tab. 12 sind für drei Applikationsformen die eSDen errechnet. Wenn nun $\Delta T = 0^{\circ}$ wird, bzw. eine Temperaturerhöhung eintritt, dann sind die Werte unbrauchbar (unendlich oder negativ). Beim Eisbeutel und beim Eisbad o.B. werden nur die Versuche zur Berechnung des Mittelwertes herangezogen, die keine negativen oder unendlichen Werte aufweisen. Bei Cryogel konnten nur für die erste Versuchshälfte die Mittelwerte errechnet werden, da die Cryogelpackung nicht als Thermode betrachtet werden kann (Fläche mit konstanter Temperatur). Cryogel kann nämlich seine Temperatur nicht durch einen Schmelzvorgang konstant halten, weshalb wir es nicht zum Vergleich heranziehen werden. In Abb. 39 ist aber zu erkennen, daß beim Eisbeutel die eSD linear zunimmt, während sie beim Eisbad o.B. zwischen 5 min und 15 min beinahe sistiert, um dann auf 1 cm zu springen. Eine Abkühlung mit dem Eisbad wirkte bei unseren Versuchen schneller (zwischen 5 min und 10 min) und auch am Ende etwas tiefer als der Eisbeutel.

Eisbeutel					Dryogel					Eisbad o.B.					
1.- 5.		6.-10.		11.-15.		16.-20. min		1.-5.		6.-10.		11.-15.		16.-20. min	
VP 1	0,072	0,32	0,82	1,46	VP 1	0,063	1,41	-	VP 1	0,064	0,64	0,96	0,48		
VP 2 a	0,086	0,29	0,38	0,52	VP 2 a	0,15	0,25	0,27	VP 2 a	0,092	0,59	0,64	0,92		
b	0,064	0,31	0,73	0,65	b	0,095	0,42	0,55	VP 3 a	0,070	1,18	0,92	1,00		
VP 3	0,099	0,20	0,31	0,21	VP 3	0,091	2,68	2,02	b	0,090	0,48	0,85	2,64		
VP 4 a	0,061	0,35	-	-	VP 4	0,070	1,39	-	VP 5 a	0,067	0,22	0,34	0,84		
b	0,070	0,50	-	2,22	VP 5 a	0,062	0,32	1,34	b	0,081	0,29	0,59	0,39		
VP 5 a	0,10	0,28	-	0,29	b	0,066	0,75	2,8	c	0,061	0,29	0,54	0,77		
b	0,14	0,28	0,45	1,20	VP 6 a	0,063	1,65	3,68	VP 6	0,078	0,35	0,35	0,70		
c	0,099	0,35	0,59	0,65	b	0,082	1,04	-	VP 7	0,075	2,88	-	-		
VP 6 a	0,098	-	1,79	1,31	VP 7	0,077	0,87	1,39	VP 8	0,062	0,63	0,29	0,35		
b	0,11	0,54	0,79	1,94	VP 8	0,067	0,51	-	MW	0,072	0,55	0,60	1,00		

Tab. 12 effektive Schichtdicke [cm]

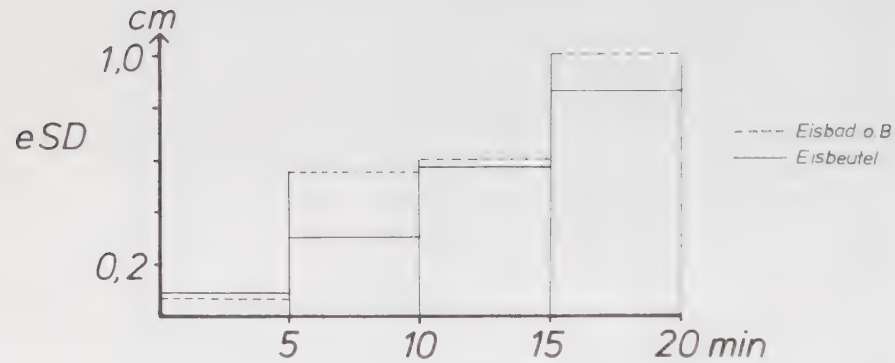


Abb. 39 effektive Schichtdicken bei Eisbad o.B. und Eisbeutel

10.3 Wiederholungsversuche

Wenn man nun die Eisapplikationsformen in Bezug auf die Reproduzierbarkeit der Versuchsergebnisse hin prüft (s. Tab. 13), so stellt man fest, daß die Abtupfung 40/10 und Cryogel die geringsten Spannen sowohl bei Temperatur wie auch beim WSI liefern. Während das Eisbad o.B. beim WSI eine bessere Übertragbarkeit zeigte als der Eisbeutel, verhält es sich bei der Temperatur genau umgekehrt. Wegen der fehlenden Normierung des Eisbades m.B. schnitt dieser Versuch am schlechtesten ab.

Applikationsart	Spanne WSI	Spanne Temp. [0,1 mV]
Abtupfung 40/10	7,5 %	0,2
	4,2 %	0,4
Cryogel	3,6 %	0,3
	8,6 %	1,4
Eisbeutel	4,1 %	0,2
	20,7 %	0,0
	26,0 %	1,1
	13,9 %	2,2
Eisbad o.B.	3,4 %	0,5
	11,2 %	1,0
Eisbad m.B.	64,0 %	-
	1,0 %	-

Tab. 13 Vergleich der Reproduzierbarkeit von Temperatur und WSI

Vergleicht man nun noch die Abnahmecharakteristik der WSI-Blöcke (Tab. 4, 6, 8), so zeigt sich auch hier, daß der Versuch mit der Cryogelpackung am besten zu reproduzieren ist.

10.4 Das Probandenkollektiv

Nach Abschluß der Versuche wollten wir noch einmal prüfen, wie sich die Meßergebnisse einer einzelnen Versuchsperson im Vergleich zum gesamten Kollektiv verhalten haben. Tab. 14/a gibt uns Auskunft, welche Versuchspersonen wie oft aus den im Diagramm dargestellten Zusammenhängen gefallen sind und welchem Prozentsatz von allen eingezeichneten Meßwerten dieser Person dies entspricht. Es zeigt sich, daß VP 2 sich besonders gut, VP 3 aber am schlechtesten in die Abhängigkeit zweier Größen eingefügt hat. Im Teil b der gleichen Tabelle sind die Personen eingetragen, die dem Mittelwert möglichst nahe gelegen haben (+). Dabei durfte das Gesamt-WSI nur um maximal $\pm 5\%$ und die Temperatur um $\pm 2^{\circ}\text{C}$ vom Mittel entfernt sein. Auch hier bestätigt sich, daß VP 2 sich als ausgesprochene Durchschnittsperson verhalten hat.

Wenn man nun noch überprüft, wie oft eine Gefäßreaktion anhand der Schreiberprotokolle nachzuweisen war (Tab. 14/c), so fällt besonders VP 4 auf, bei der in sechs Versuchen dies viermal zu beobachten war. Dagegen zeigte VP 2 bei acht Versuchen keinerlei Anzeichen einer reaktiven Hyperämie. Es scheint also eine gewisse individuelle Neigung zu solchen Durchblutungsveränderungen zu geben, ohne daß ein bestimmter Konstitutionstyp bevorzugt wäre.

Auch wenn man die Reproduzierbarkeit des WSI (Tab. 14/d) vergleicht, nimmt VP 2 wieder eine Sonderstellung ein, da die Meßergebnisse ausgesprochen gut wiederholbar sind. Bei dieser Probandin deutet sich an, daß ein Zusammenhang zwischen fehlender Gefäßreaktion und gut übertragbaren und durchschnittlichen Meßergebnissen besteht.

10.5 Ausblick

Wir haben gesehen, daß mit der Folienkalorimetrie sehr brauchbare Untersuchungen von kryotherapeutischen Maßnahmen durchgeführt werden können. Um die bisher gewonnenen Resultate über die Unterschiede der einzelnen Kälteapplikationsarten zu erhärten, müßten weitere Versuche

Zahl der Vers.	Ges.zahl d. eingez. Meß-Zusam- werte	kein Meß-Zusam- menhng.	%	Ab-Eis- tup-beu- fungtel	Cryo- gel o.B.	Gefäß- reak- tion	Reproduzierbarkeit				WSI	
							Ab- tup- fung	Eis- beu- tel	Cryo- gel	Eis- bad o.B.		
VP 1	4	9	-	0	+	1 x	3,6 %	4,1 %	3,6 %	3,4 %		
VP 2	8	16	-	0	++	-						
VP 3	4	9	3	33		-						
VP 4	6	10	2	20	+	4 x		20,7 %				
VP 5	10	22	4	18		3 x	3,1 %	26,0 %	8,6 %	11,2 %		
VP 6	9	17	3	18		2 x	29,9 %	13,9 %	2,9 %			
VP 7	4	7	-	0	+	1 x						
VP 8	4	8	1	13		1 x						
VP 9	2	4	-	0	+	-						
				a				b				c
												d

Tab. 14 Verhalten der Probanden

durchgeführt werden. Es wäre sehr interessant, den Wärmeübergang auch an anderen Körperpartien zu messen, um allgemeinere Aussagen treffen zu können. Eine quantitative Messung von Gefäßreaktionen durch eine Bestimmung des tatsächlichen Temperaturgradienten im Gewebe mittels eingestochener Thermoedeln wäre sicher aufschlußreich. Schließlich könnte nicht nur ein normiertes Tauchbad im Eiswasser, sondern auch eine Messung der Wiedererwärmungsgeschwindigkeit nach einheitlicher Versuchsdauer weitere Einsichten über die Wirkung von Abkühlungsmaßnahmen vermitteln.

11 Zusammenfassung

1. Zweck dieser Arbeit war es, durch konsensuelle Temperatur- und Wärmestromdichtemessungen Anhaltspunkte über die wärmeentziehende Wirkung von vier verschiedenen Kälteapplikationsformen zu gewinnen.
2. Dazu wurden an neun Probanden insgesamt 51 Versuche mit der Cryogel-Kompresse, dem Eisbeutel, dem Eiswasserbad und der Eisabtupfung durchgeführt. Die Untersuchungen wurden am Unterarm mit einer Meßfolie vorgenommen, die einen Temperatur- und einen Wärmestromdichtemesser enthält. Die Eichung dieser selbsthergestellten Meßfolie lieferte sehr gut reproduzierbare Ergebnisse.
3. Anhand von Beispielen der Verläufe von Temperatur und Wärmestromdichte konnte gezeigt werden, daß bei Cryogel, dem Eisbeutel und dem Eisbad ohne Bewegung eine Gefäßreaktion im Sinn der reaktiven Hyperämie eher die Ausnahme war; bei der Eisabtupfung konnte sie nicht beobachtet werden. Zumeist fielen die Funktionen streng monoton ab, bis nach 10 bis 30 min je nach Behandlungsart ein stationärer Zustand erreicht war.
4. Bei der Eisabtupfung prüften wir in einer ersten Versuchsreihe die Wirkung von verschieden langen Zeiten des Eiskontaktes und der Zwischenzeit. Dabei zeigte sich, daß der Wärmeverlust bei langer Zwischenzeit erwartungsgemäß deutlich größer ist als bei einem kürzeren Zeitraum zwischen den einzelnen Abtupfungen. In der zweiten Versuchsreihe führten wir eine dieser Abtupfungsarten an einem größeren Kollektiv durch, um den Vergleich zu den anderen Applikationsformen zu ermöglichen.
5. Wir erkannten, daß bei allen Abkühlungsarten die Dicke des subcutanen Gewebes den Verlust an Wärmeäquivalenten und (mit einer Ausnahme) auch das Ausmaß der Abkühlung an der Hautoberfläche beeinflusst.
6. Es hat sich bei unseren Messungen erwiesen, daß die Abtupfung mit dem Eisstück neben der Behandlung mit Cryogel die intensivste und schnellste Abkühlung an der Hautoberfläche und zugleich den höchsten Wärmeverlust pro Flächeneinheit zur Folge hat. Beim Eisbeutel ist der anfängliche Kältereiz offensichtlich nicht stark genug, um eine primäre Arteriolenkonstriktion zu bewirken. Deshalb resultiert hier bei relativ hoher Hauttemperatur ein Wärmestromintegral, das den Wärmeverlust beim Eisbad ohne Bewegung sogar deutlich übertrifft. Bei den Ver-

suchen mit dem Eiswasserbad kam es öfter zu nicht geplanten Bewegungen des Arms im Wasser. Dies beeinträchtigt die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse derart, daß solche Versuche nicht zu einem direkten Vergleich herangezogen werden konnten.

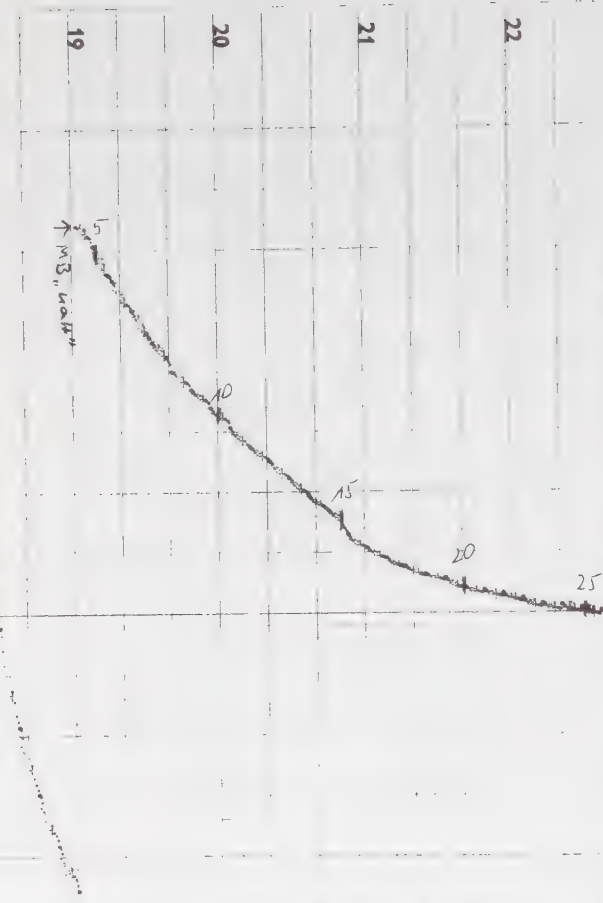
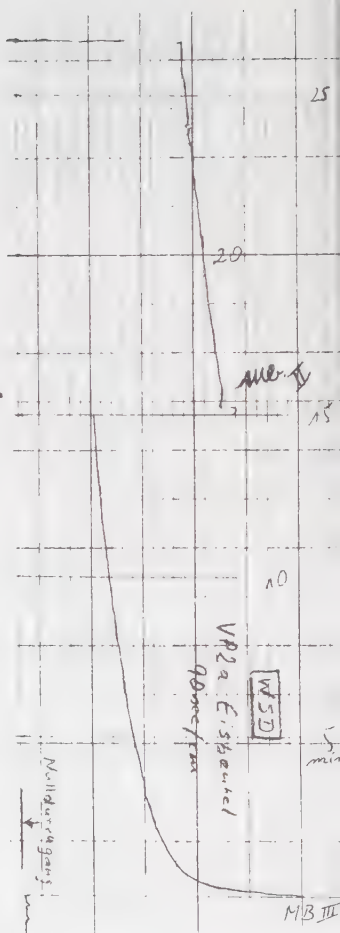
7. Aufgrund dieser Beobachtungen bietet sich der Eisbeutel besonders für die antiphlogistische Therapie an, während die Abtupftechnik und Cryogel sich mehr für die Krankengymnastik eignen, wo es auf sehr rasche und intensive Abkühlung bei entsprechend großen Wärmeentzug ankommt. Das Eisbad hat wegen des Kälteschmerzes und der vergleichsweise geringeren Wirkung nur bei großflächigen Abkühlungen seine Berechtigung.
8. Diese Aussagen müssen mit der Einschränkung gemacht werden, daß nur eine Körperstelle an einem relativ kleinen Kollektiv untersucht worden ist.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

- (1) ASCHOFF, J u. WEVER, R.: Die Abkühlung der menschlichen Extremität, Pflügers Archiv 269, S. 207 - 213, 1959
- (2) BÜTTNER, K.: Physikalische Bioklimatologie, S. 70, Leipzig 1938
- (3) DREXEL, H.: Über den Wärmeaustausch im Bad und die Regelung der Körpertemperatur, München 1963, S. 28 ff.
- (4) DREXEL, H.: Meßergebnisse über die Wärmeleitfähigkeit der Körperoberfläche, Archiv für phys. Therapie 3, S. 190, 1956
- (5) GAUER, D.H., KRAMER, K., JUNG, R.: Energiehaushalt und Temperaturregulation, Verlag Urban & Schwarzenberg, 1971, S. 55
- (6) KNOTT, M. u. VOSS, D.E.: Proprioceptive neuromuscular facilitation; dt. Übers. E. WRIEDT, Stuttgart, G. Fischer Verlag, 1970, S. 112 ff.
dt. Titel: Komplexbewegungen, Bewegungsbahnung nach Dr. Kabat
- (7) KNUTSSON, E. u. MATTSSON, E.: Effects of local cooling on mono-synaptic reflexes in man, Scand. J. Rehab. med. 1, S. 126 - 132, 1969
- (8) KOPPELMANN, J.: Eis Anwendung als Ergänzung zur krankengymnastischen Behandlung, Veröffentlichung der Orthopäd. Klinik der FU Berlin, 1974
- (9) LANGE, H.: Eis zur Unterstützung krankengymnastischer Behandlungen, Krankengymnastik No. 4, S. 169, 1969
- (10) LAQUEUR, A.: Die Praxis der Hydrotherapie, 1. Aufl., S. 39, Berlin 1920
- (11) LEWIS, TH.: Die Blutgefäße der menschlichen Haut (Übers. E. SCHILF), S. 225, Berlin 1928
- (12) LOREZ, A.: Referat über PAYNE, P.: Ice, its part in Physiotherapy treatment today, The New Zealand Journal of Physiotherapy, Vol. 3, No. 10, 1966
Krankengymnastik No. 11, S. 373, 1966
- (13) LUSTIG, W.L. u. CAMMERER, J.S.: Folienwärmestrommesser für technische und physiologische Untersuchungen, Gesundheitsingenieur 76, S. 269, 1955
- (14) MÜLLER, O.: Die Kapillaren der menschlichen Körperoberfläche, Verlag Ferdinand Enke, Stuttgart, 1. Aufl., 1922, S. 157
- (15) PIRLET, K.: Körperbau, Wärmehaushalt und individuelle Reaktionsweise, Archiv für phys. Therapie, 14. Jahrg., Heft 1, 1962
- (16) SCHREGER, CH.: Balneotechnik, Fürth 1803, S. 160
- (17) WINTERNITZ, W.: Hydrotherapie, Leipzig 1881, 3. Teil des 2. Bd. "Handbuch der Allgemeinen Therapie", herausgeg. von H.v. ZIEMSEN, S. 43 ff.
- (18) WINTERNITZ, W.: Hydrotherapie, a.a.O., S. 218 ff.

A N H A N G

Im Anhang sind die Originalprotokolle eines gleichmäßig abfallenden Kurvenverlaufes (VP 2 a, Eisbeutel), einer nachweisbaren Gefäßreaktion (VP 5 b, Cryogel) und einer Eisabtupfung 40/10 (VP 6) abgebildet. Man beachte die verschiedenen Papiervorschubgeschwindigkeiten und die entgegengesetzte Richtung der Aufzeichnung von Temperatur- und WSD - Registrierung.

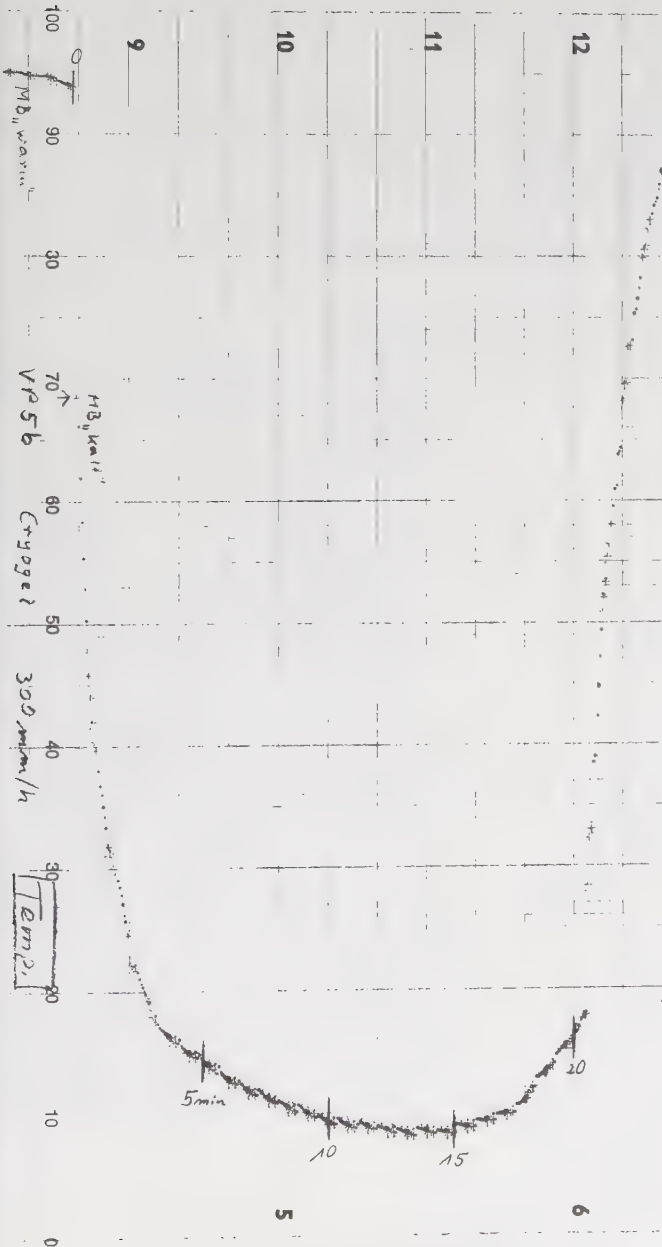
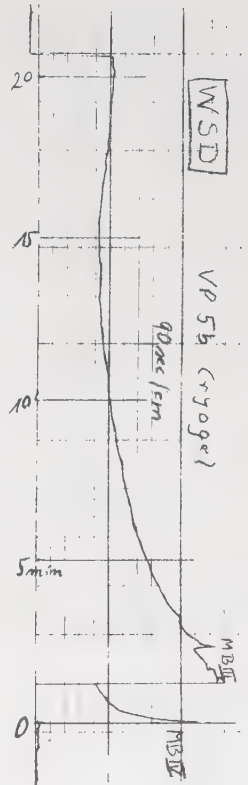


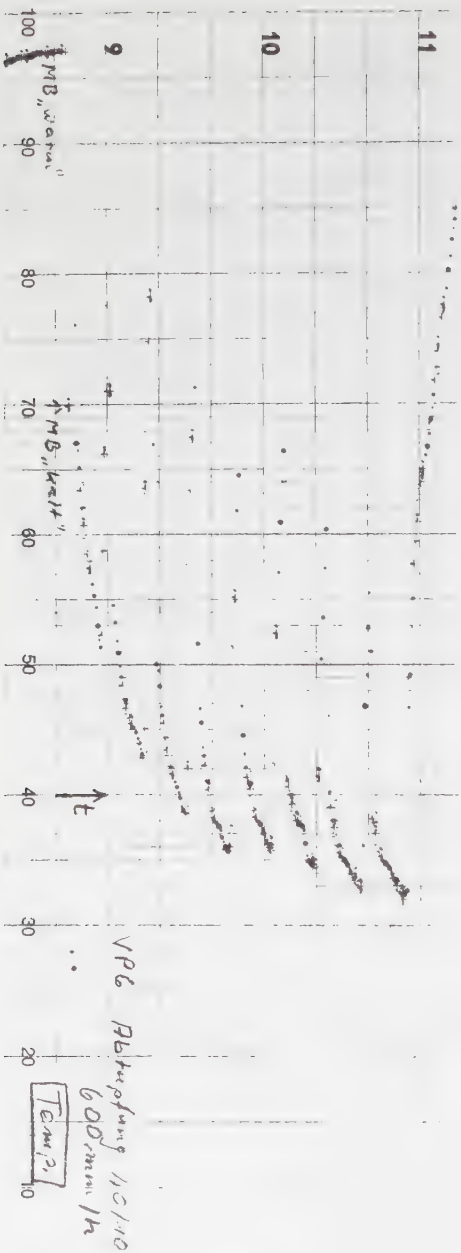
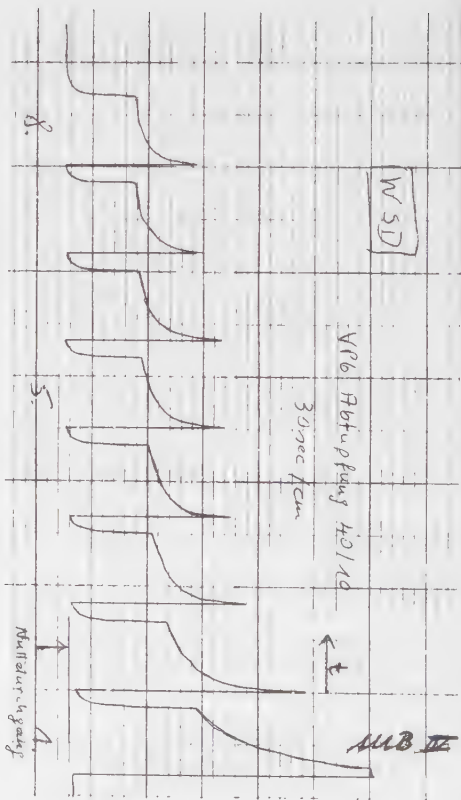
VP2a E. ischaemicus

VP2a E. ischaemicus

Temp.

300.000/h





Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Drexel für die Überlassung des Themas und die wertvollen Anregungen, die wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beitrugen. Ebenso danke ich Herrn Dipl. Phys. K. Dirnagl für seine tatkräftige Unterstützung bei auftretenden Problemen, sowie allen Mitarbeitern des Instituts.

LEBENS LAUF

Am 29. Juli 1951 wurde ich als Sohn des kaufmännischen Angestellten Adolf Sedlmeier und seiner Frau Margot in München geboren. Von September 1957 bis Juli 1962 besuchte ich die Grundschule. Am 4. September 1962 trat ich in den mathematisch - naturwissenschaftlichen Zweig des Klenze - Gymnasiums ein. Dort erhielt ich am 19. Juni 1971 das Reifezeugnis. Am 15. Oktober 1971 begann ich an der Ludwig - Maximilians - Universität in München mit dem Studium der Zahnheilkunde. Dort legte ich am 1. Februar 1977 die zahnärztliche Prüfung ab.

